

Aus dem Medizinischen Zentrum für Zahn-, Mund- und Kieferheilkunde
des Fachbereichs Medizin der Philipps-Universität Marburg

Geschäftsführende Direktorin: Prof. Dr. Heike Korbmacher-Steiner

– Abteilung für Zahnerhaltung –
Direktor: Prof. Dr. Roland Frankenberger

Einfluss unterschiedlicher Inkrementstärken auf die Stabilität des adhäsiven Verbundes zwischen Bulk-Fill-Kompositen und Dentin

Inaugural-Dissertation
zur Erlangung des Doktorgrades der Zahnmedizin

dem Fachbereich Medizin der Philipps-Universität Marburg
vorgelegt von

Alexander Matthias Hoffmann

aus
Frankenthal (Pfalz)

Marburg, 2019

Angenommen vom Fachbereich Medizin
der Philipps-Universität Marburg am:
20.05.2019

Gedruckt mit Genehmigung des Fachbereichs

Dekan: Herr Prof. Dr. H. Schäfer
Referent: Herr Prof. Dr. R. Frankenberger
1. Korreferent: Frau Prof. Dr. A. Jablonski-Momeni

Meiner Familie in Dankbarkeit gewidmet.

Inhaltsverzeichnis

Inhaltsverzeichnis	I
Abkürzungsverzeichnis	IV
1. Einleitung	5
2. Literaturübersicht	6
2.1 Komposite	6
2.1.1 Definition und Zusammensetzung	6
2.1.1.1 Organische Phase	6
2.1.1.2 Anorganische Phase	9
2.1.1.3 Verbundphase	10
2.1.2 Weiterentwicklungen	11
2.1.2.1 Fließfähige Komposite	11
2.1.2.2 Bulk-Fill-Komposite	12
2.2 Adhäsivtechnik	15
2.2.1 Haftung am Schmelz	15
2.2.2 Haftung am Dentin	16
2.2.3 Klassifikation der Adhäsivsysteme	17
2.2.3.1 Frühe Generationen	18
2.2.3.2 Drei-Schritt / Vier-Schritt Selective-Etch-Systeme	18
2.2.3.3 Drei-Schritt / Vier-Schritt Etch-and-Rinse-Systeme	18
2.2.3.4 Zwei-Schritt Etch-and-Rinse-Systeme	19
2.2.3.5 Zwei-Schritt Self-Etch-Systeme	19
2.2.3.6 Ein-Schritt Self-Etch-Mischpräparate	19
2.2.3.7 Ein-Schritt Self-Etch-Einflaschenpräparate	20
2.2.3.8 Universaladhäsive	20
3. Problemstellung	21
4. Material und Methode	22
4.1 Studiendesign	22

4.2	Probenherstellung	25
4.2.1	Vorbereitung der Probenzähne	25
4.2.2	Präparation der okklusalen Kavität	25
4.2.3	Anwendung des Adhäsivsystems	26
4.2.4	Legen der Kompositfüllungen	30
4.3	Thermische Wechselbelastung	33
4.4	Microtensile-Untersuchung	34
4.4.1	Sägeprozess	34
4.4.2	Mikrozugversuch	37
4.4.3	Messen der Probenfläche	40
4.5	Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung	41
4.6	Statistische Analyse	44
5.	Ergebnisse	45
5.1	Quantitative Auswertung	45
5.2	Qualitative Auswertung	47
5.3	Auswertung der REM-Aufnahmen	48
5.4	Ergebnisse der Adhese Universal Gruppen	49
5.5	Ergebnisse der Scotchbond Universal Gruppen	51
5.6	Ergebnisse der Syntac Gruppen	53
5.7	Ergebnisse der Kontrollgruppen	55
6.	Diskussion	57
6.1	Material und Methode	57
6.1.1	Auswahl der Zähne	57
6.1.2	Lagerung der Proben	58
6.1.3	Probenherstellung und thermische Wechselbelastung	58
6.1.4	Mikrozugversuch	60
6.2	Ergebnisse	62
6.2.1	Adhese Universal / Scotchbond Universal Gruppen	62
6.2.2	Syntac Gruppen	63
6.2.3	Kontrollgruppen	63
6.2.4	Überprüfung der Hypothesen	64
6.2.5	Schlussfolgerung für die Praxis und Klinische Relevanz	67

7. Zusammenfassung	69
7.1 Zusammenfassung (deutsch)	69
7.2 Abstract	71
8. Literaturverzeichnis	73
9. Abbildungsverzeichnis	79
10. Tabellenverzeichnis	82
11. Verzeichnis der akademischen Lehrer	83
12. Danksagung	84

Abkürzungsverzeichnis

%	Prozent
BisGMA	Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat
°C	Grad Celsius
C-Faktor	Konfigurationsfaktor
E-Modul	Elastizitätsmodul
Gew. %	Gewichtsprozent
HEMA	Hydroxyethylmethacrylat
µm	Mikrometer
min	Minute
mm	Millimeter
mm ²	Quadratmillimeter
MPa	Megapascal
nm	Nanometer
REM	Rasterelektronenmikroskop
s	Sekunde
µTBS	Micro Tensile Bond Strength
TEGDMA	Triethylenglycoldimethacrylat
UDMA	Urethandimethacrylat
VG	Versuchsgruppe
Vol. %	Volumenprozent

1. Einleitung

In der Zahnerhaltung hat sich inzwischen die Kompositrestauration als Ersatz für verloren gegangene Zahnhartsubstanz bei kleinen bis mittleren Defekten weitgehend durchgesetzt. Gründe dafür sind zum einen die Möglichkeit eines minimalinvasiven Vorgehens mit adhäsiver Stabilisierung der verbliebenen Zahnhartsubstanz, und zum anderen der günstigere Preis im Vergleich zu indirekten Restaurationen [57]. Auch der gestiegene ästhetische Anspruch der Patienten, die oft nur noch zahnfarbene Restaurationen tolerieren, und die kontrovers geführten Debatten über die potenzielle Gesundheitsgefahr von Amalgam, haben zum Erfolg der Kompositmaterialien beigetragen [58].

Das Kompositmaterial geht keinen chemischen Verbund zur Zahnhartsubstanz ein und muss deshalb mittels eines Haftvermittlers, dem Adhäsivsystem, in der Kavität befestigt werden. Ist der adhäsive Verbund insuffizient, können postoperative Hypersensitivitäten, Randverfärbungen und Sekundärkaries die Folge sein [20, 32]. In den letzten Jahrzehnten gab es viele neue Entwicklungen auf dem Gebiet der Adhäsivtechnik und so sind heute eine Vielzahl unterschiedlicher Systeme auf dem Markt, die einen zuverlässigen Haftverbund gewährleisten [27, 63, 69].

Seit einigen Jahren steht deshalb die Vereinfachung und Beschleunigung des gesamten Füllungsprozesses, möglichst ohne Einbußen bei den Haftwerten, im Fokus von Industrie und Forschung. Entwicklungen in diesem Zuge sind die Universaladhäsive, die laut Hersteller weniger techniksensitiv sein sollen und von Self-Etch über Selective-Etch und Total-Etch verschiedenste Verfahrensweisen erlauben [93]. Im Bereich der Füllungsmaterialien sind die Bulk-Fill-Komposite neue Materialien, die im Vergleich zu herkömmlichen Kompositen in größeren Inkrementstärken von bis zu 5 mm ausgehärtet werden können und damit zu einer Vereinfachung und Zeitersparnis beim Füllungsprozess führen sollen [32], [89].

2. Literaturübersicht

2.1 Komposite

2.1.1 Definition und Zusammensetzung

Vom lateinischen *componere* = „zusammensetzen“ abgeleitet, lässt der Name bereits erkennen, dass es sich bei Kompositen um Verbundwerkstoffe aus mindestens zwei Materialien handelt. Komposite in der Zahnmedizin sind definiert als zahnfarbene, plastische Füllungsmaterialien und bestehen aus einer organischen Phase, einer anorganischen Phase und einer Verbundphase. Die Polymerisation, also die Aushärtung, kann entweder rein durch Lichtenergie, rein chemisch oder durch eine Kombination beider Methoden erfolgen [24, 26, 41]. Bei der Polymerisation bilden sich kovalente Bindungen zwischen den einzelnen Monomeren der organischen Matrix aus und es bildet sich ein Polymernetz. Bei diesem Vorgang verringert sich der Abstand zwischen den Molekülen und die Folge ist eine Schrumpfung zwischen 1 - 3 Vol. % bei stopfbaren, beziehungsweise bis zu 6 Vol. % bei fließfähigen Materialien [17].

2.1.1.1 Organische Phase

Die organische Phase, auch organische Matrix genannt, enthält Monomere, Initiatoren, Inhibitoren sowie Pigmente [46].

Monomere

Als Monomer kommt heute hauptsächlich das von Bowen 1962 entwickelte BisGMA (Bisphenol-A-Diglycidyl-Methacrylat) zum Einsatz. Es ist hochviskös, verursacht durch viele Wasserstoffbrückenbindungen zwischen den Hydroxylgruppen der Monomermoleküle. Um eine optimale Viskosität für den dentalen Gebrauch bei gleichzeitig maximalem Füllkörperanteil zu erhalten, wird häufig das durch sein geringeres Molekulargewicht niedrigvisköse Comonomer TEGDMA (Triethylenglycol-dimethacrylat) als Verdünner beigesetzt. Zu beachten ist hierbei, dass es durch den Zusatz von TEGDMA zu einer verstärkten Polymerisationsschrumpfung kommt. Alternativ wird auch UDMA (Urethan-dimethacrylat) als Basismonomer oder in Kombination mit BisGMA eingesetzt, welches etwas weniger viskös ist [13, 24, 33, 55].

Je nach Mischungsverhältnis der Basismonomere ergeben sich Materialien mit unterschiedlichen physikalischen Eigenschaften [6].

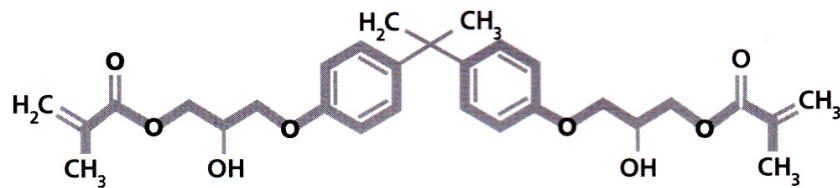


Abbildung 1: BisGMA [24]

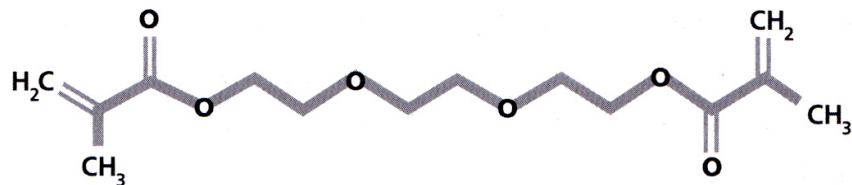


Abbildung 2: TEGDMA [24]

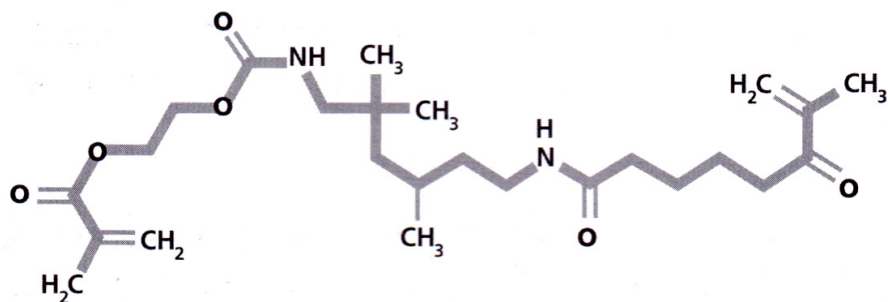


Abbildung 3: UDMA [24]

Initiatoren

In rein lichterhärtenden Kompositen wird durch die Bestrahlung mit sichtbarem blauen Licht des Wellenlängenbereichs von 410-500 nm die Polymerisationsreaktion in Gang gesetzt. Als Fotoinitiator kommt hierbei vorwiegend Kampferchinon, mit einem Absorptionsmaximum bei 470 nm, zum Einsatz. Dieses Molekül reagiert nach Spaltung

durch die einfallende Lichtenergie mit tertiären Aminen und führt so zur Bildung freier Radikale [13, 24, 47].

Neben den rein lichthärtenden Materialien finden sich auf dem Markt auch selbsthärtende Komposite zur Anwendung als Befestigungs- oder Stumpfaufbaumaterial. Nach Vermischung der beiden Phasen startet die Polymerisation ohne den Einfluss von Licht, aktiviert durch Redoxsysteme. Auch die Kombination des lichthärtenden und selbsthärtenden Systems ist als sogenanntes dualhärtendes Komposit verfügbar [26].

Inhibitoren

Inhibitoren, wie das am häufigsten eingesetzte Hydrochinon, fangen freie Radikale ab, die durch Wärme oder Umgebungslicht entstehen und zu einer ungewollten, vorzeitigen Polymerisation der Monomere führen würden. Sie verlängern somit die Lagerfähigkeit und Verarbeitungszeit, verzögern allerdings auch die gewünschte Polymerisation, da sie erst vollständig verbraucht werden müssen, bevor die Kettenreaktion in Gang kommt. Zusätzlich zu Hydrochinon kommen UV-Stabilisatoren zum Einsatz, um das Polymernetzwerk der fertig auspolymerisierten Kompositfüllungen vor Alterungsprozessen durch UV-Licht zu schützen [26, 48].

Pigmente

Die Pigmente bestehen aus Partikeln organischen und anorganischen Ursprungs. Titandioxid oder das in verschiedenen Farben verfügbare Eisenoxid werden dem Kompositmaterial zugesetzt, um die gewünschte Farbwirkung zu erhalten. Ebenfalls wichtig für das ästhetische Erscheinungsbild der späteren Füllung ist die Opazität des Materials, welche über die Zugabe von Zirkoniumdioxid und Aluminiumoxid beeinflusst werden kann. Um auch die natürliche Fluoreszenz des Zahnes nachbilden zu können, kommen organische Leuchtpigmente zum Einsatz, die UV-Licht absorbieren und daraufhin weiß-bläuliches Licht zurücksenden [48].

2.1.1.2 Anorganische Phase

Die anorganische Phase des Kompositmaterials ist entscheidend für dessen physikalische und mechanische Eigenschaften [94]. Ein hoher Füllkörperanteil reduziert den Wärmeausdehnungskoeffizienten und die Polymerisationsschrumpfung. Zum Großteil findet Siliziumdioxid, aber auch Aluminiumoxid, Verwendung als Füllkörper. Ein Teil der anorganischen Phase besteht aus Bariumoxid oder Strontiumoxid, um eine Röntgenopazität des Materials zu erreichen [33].

Entsprechend der verwendeten Füllkörpergrößen können die Kompositmaterialien in verschiedene Gruppen eingeteilt werden.

Makrofüllerkomposite

Mit einer Partikelgröße der Füllkörper von 1 - 100 μm wird eine hohe mechanische Stabilität erreicht, allerdings ist keine Hochglanzpolitur dieser Kompositmaterialien möglich. Zusätzlich nimmt mit zunehmender Mundverweildauer die Oberflächenrauigkeit noch zu, da sich Füllkörper aus der Matrix lösen [24]. In der Folge kommt es zu verstärkter Plaqueakkumulation und Abrasion. Aus diesem Grund sind heute keine Makrofüllerkomposite mehr am Markt vertreten [24, 41].

Mikrofüllerkomposite

Als Weiterentwicklung wurden Materialien mit Füllkörpern der Größe 0,01 - 0,1 μm entwickelt, die eine leichte Hochglanzpolitur zulassen und die glatte Oberfläche auch langfristig stabil erhalten. Der Grund dafür ist, dass sich diese kleineren Füllkörper nicht mehr so einfach aus der Oberfläche lösen. Nachteilig wirkt sich die geringere Füllkörpergröße durch eine schwächere physikalische Belastbarkeit, eine erhöhte Polymerisationsschrumpfung und eine schlechtere Modellierbarkeit durch die gesteigerte Viskosität aus [41, 74].

Hybridkomposite

Um die Vorteile von Makrofüller- und Mikrofüllerkompositen zu kombinieren, wurden die Hybridkomposite mit Füllkörpern beider Größen entwickelt. 85 - 90 Gew. % der Füllkörper entfallen dabei auf die Makrofüller und 10 - 15 Gew. % auf die Mikrofüller. Insgesamt beträgt der Füllkörpergehalt bis zu 85 %. Entsprechend der mittleren Korngröße können Hybridkomposite weiter unterschieden werden in Feinpartikelhybridkomposite ($<5\text{ }\mu\text{m}$ mittlere Korngröße), Feinstpartikelkomposite ($<3\text{ }\mu\text{m}$ mittlere Korngröße) und Submikrometerhybridkomposite ($<1\text{ }\mu\text{m}$ mittlere Korngröße) [41]. Nachteilig ist, dass durch die zugesetzten Makrofüller die Oberflächeneigenschaften verschlechtert werden. Es lässt sich zwar eine gute Hochglanzpolitur erreichen, diese ist aber nicht beständig, da sich mit der Zeit größere Füllkörper aus der polymerisierten Matrix lösen [55].

Nanofüllerkomposite

Durch die weitere Verkleinerung der Füllkörper bis in den Nanometerbereich (25 nm - 75 nm) lässt sich ein besonders hoher Füllkörperanteil und somit eine geringere Polymerisationsschrumpfung des Materials verwirklichen. Die kleine Partikelgröße führt zu einer noch besseren Polierbarkeit als bei konventionellen Hybridkompositen und somit zu einer besseren Oberflächenbeschaffenheit, die auch langfristig stabil bleibt. Nachteilig wirken sich die Nanopartikel auf die Ästhetik aus, da durch die geringe Größe kein sichtbares Licht mehr reflektiert wird. Um dieses optische Defizit auszugleichen, müssen größere Füllkörper beigemischt werden, was auch zum Namen „Nanohybridkomposit“ führt [13, 21, 33, 41].

2.1.1.3 Verbundphase

Entscheidende Bedeutung für die mechanischen Eigenschaften und die Langzeitstabilität eines Komposits hat die Verbundphase, die für eine kovalente Bindung zwischen organischer und anorganischer Phase verantwortlich ist. Die Füllkörper werden hierfür mit einem Organosilan beschichtet. Typischerweise findet das bipolare Molekül 3-Methacryloxypropyltrimethoxysilan (MPTS) Verwendung, welches sich zum einen mit einer Hydroxylgruppe der Füllkörper verbindet und zum anderen in die Polymermatrix einpolymerisiert werden kann [13, 55].

2.1.2 Weiterentwicklungen

2.1.2.1 Fließfähige Komposite

Diese auch als Flow-Komposite bezeichneten Materialien erreichen ihre fließfähige Konsistenz durch eine Verringerung des Füllkörperanteils auf 37-53 Vol. % im Vergleich zu den 50-70 Vol. % bei herkömmlichen, stopfbaren Kompositmaterialien. Mit dem verringerten Füllkörperanteil und damit einem erhöhten Anteil an organischer Matrix geht eine Verschlechterung der physikalischen Eigenschaften einher, wobei es zwischen den Flow-Materialien große Unterschiede hinsichtlich der Viskosität und somit auch des Füllkörperanteils gibt. Ebenso groß ist folglich die Varianz der physikalischen Eigenschaften im Vergleich zu den stopfbaren Materialien. Zusätzlich geht der geringere Füllkörperanteil auch mit einer erhöhten Polymerisationsschrumpfung einher, was sich vor allem in großen Kavitäten negativ auf den Haftverbund auswirken kann [10]. Im Vergleich zu stopfbaren Materialien kann der erhöhte interne Polymerisationsstress allerdings durch ein Nachfließen während der Polymerisation des Flow-Komposits besser ausgeglichen werden [34].

Nach Baroudi sollten fließfähige Kompositmaterialien hauptsächlich in Bereichen ohne große mechanische Belastung eingesetzt werden. Sie eignen sich beispielsweise für Fissurenversiegelungen, als Lining in Kavitäten zur Verbesserung des Haftverbundes und Randschlusses, in minimalinvasiven Kavitäten, die mit stopfbarem Komposit kaum zu versorgen wären und in Klasse V-Kavitäten, bei denen die erhöhte Flexibilität des Materials vorteilhaft ist. In mechanisch stark belasteten Füllungsanteilen sollte nach wie vor den klassischen, stopfbaren Kompositen der Vorrang gegeben werden [8, 37]. In einer Studie von Feilzer wurde untersucht, ob die Verwendung von fließfähigem Komposit zu einer reduzierten Polymerisationsschrumpfung durch einen Nachfließeffekt von noch unpolymertem Material führt. Dieser Effekt konnte nicht in signifikantem Ausmaß nachgewiesen werden. Zum einen geht die Polymerisationsreaktion sehr schnell vonstatten und zum anderen wird die ungebundene Oberfläche, von der ein Nachfließen theoretisch möglich wäre, zuerst polymerisiert [22].

2.1.2.2 Bulk-Fill-Komposite

Bulk-Fill-Materialien können in Schichtstärken von bis zu 5 mm ausgehärtet werden, da sie eine geringere Polymerisationsschrumpfung besitzen. Bisher war bei herkömmlichen Kompositen eine Inkrementtechnik mit maximal 2 mm pro Schicht nötig, um den C-Faktor, also das Verhältnis von gebundener zu freier Oberfläche, möglichst gering zu halten. Eine möglichst große, freie Oberfläche erlaubt einen Ausgleich der Polymerisationsschrumpfung und führt zu einem geringeren Polymerisationsstress auf das Komposit-Dentin-Interface mit weniger Retentionsverlusten der Füllung und allen damit verbundenen Problemen [7, 14, 72, 73]. Bei Bulk-Fill-Kompositen soll durch den Wegfall dieser aufwendigen Schichttechnik mit zusätzlichen Polymerisationszyklen der Füllungsprozess vereinfacht und eine Zeitersparnis erreicht werden [51, 89]. Entsprechend der klassischen Komposite können auch die Bulk-Fill-Materialien in eine niedrigvisköse und eine hochvisköse Gruppe eingeteilt werden [18]. Hierbei gilt analog, dass fließfähige Bulk-Fill-Materialien aufgrund der verschlechterten mechanischen Eigenschaften nicht in stark belasteten Füllungsbereichen eingesetzt werden sollen. Tauböck empfiehlt eine Deckfüllung aus einem stopfbaren Hybridkomposit für die okklusalen 2 mm der Kavität [89].

Die Chemie der Bulk-Fill-Materialien unterscheidet sich nicht grundlegend von klassischen Kompositmaterialien. Um die Polymerisationsschrumpfung zu verringern wurden die Zusammensetzung des Monomeranteils verändert und sogenannte Modulatoren mit einem hohen Molekulargewicht eingesetzt [32]. Bei der Monomerzusammensetzung kommen Hydroxyl-freies BisGMA, vermehrt UDMA und hochverzweigte Methacrylate mit einem hohen Molekulargewicht und weniger reaktiven Gruppen pro Molekül zum Einsatz [17]. Durch diese Veränderungen ist es möglich, die Polymerisationsschrumpfung um bis zu 70 % zu reduzieren [34], [14]. Über die eingesetzten Modulatoren ist wenig bekannt. In SDR flow von Dentsply Sirona kommt ein patentiertes UDMA Molekül mit photoaktiven Gruppen zum Einsatz, welches die Polymerisationsreaktion kontrolliert [43, 50]. Möglicherweise wird durch dieses Molekül der Gelpunkt verzögert. Ab diesem Punkt der Polymerisation ist die Viskosität so hoch, dass kein Nachfließen des Materials mehr möglich ist, die Schrumpfung somit nicht mehr ausgeglichen werden kann und ein mechanischer Polymerisationsstress auf die adhäsive Verbindung zu den Kavitätswänden wirkt. Bei einem verzögert eintretenden Gelpunkt ist die Zeitspanne, in der die Polymerisationsschrumpfung ausgeglichen werden kann, also verlängert und der Polymerisationsstress wird somit verringert [44, 49]. In einem

anderen Bulk-Fill-Material von Ivoclar Vivadent kommt Ivocerin, ein neuartiger Photoinitiator, zum Einsatz. Laut Hersteller ist dieser im Vergleich zu Kampferchinon effizienter und ermöglicht größere Durchhärtungstiefen, da er eine erhöhte Absorptionsrate zwischen 400 - 450 nm besitzt und zwei Radikale pro Molekül gebildet werden [49].

Eine weitere wichtige Eigenschaft der Bulk-Fill-Materialien ist die erhöhte Transluzenz, die größere Durchhärtetiefen mit einem ausreichenden Polymerisationsgrad am Boden des Inkrements ermöglicht [3, 19, 42]. Eine Strategie zur Steigerung der Transparenz ist ein geringerer Füllkörperanteil und die Verwendung von Füllkörpern mit einem der organischen Matrix ähnlichen Brechungsindex. Dies führt dazu, dass weniger Licht innerhalb des Kompositmaterials gestreut wird. Die Verwendung von größeren Füllkörpern, um bei gleichem Füllkörperanteil weniger Streuungsfläche zur organischen Matrix zu bieten, führt ebenfalls zu größerer Transparenz. Den gleichen Effekt zeigt die Verwendung von sehr kleinen Füllkörpern im Nanometerbereich, unterhalb der Wellenlänge von sichtbarem Licht, an denen sich dieses somit nicht brechen oder von ihnen absorbiert werden kann [43].

Die ästhetischen Eigenschaften sind aufgrund der erhöhten Transluzenz nicht optimal, aber nach Frankenberger vor allem bei hellen Zahnfarben bis A3 vertretbar [32]. Wichtig für eine ausreichende Polymerisation am Kavitätenboden ist, dass eine Lichtquelle mit hoher Intensität eingesetzt wird und die vom Hersteller vorgeschriebene Polymerisationszeit nicht unterschritten wird [1].

Insgesamt zeigen Bulk-Fill-Komposite in Studien meist schlechtere mechanische Eigenschaften im Vergleich zu konventionellen, stopfbaren Kompositen. Besonders was die Oberflächenhärte und das Elastizitätsmodul angeht, sind sie am ehesten vergleichbar mit den Eigenschaften von konventionellen, fließfähigen Kompositen. Innerhalb der Klasse der Bulk-Fill-Komposite zeigen sich große Unterschiede zwischen den einzelnen Materialien, eine ausreichende Durchhärtetiefe entsprechend der Herstellerangaben wird aber zumeist erreicht [17, 43, 49, 54, 96]. Wichtig ist, dabei auf eine ausreichende Lichthärtung zu achten. Eine verlängerte Polymerisationszeit zeigt in einer Studie auch eine Verbesserung der mechanischen Eigenschaften gerade in tiefen Kavitäten [96].

Eine geringere Oberflächenhärte in Kombination mit der teilweise höheren Partikelgröße der Füllkörper kann zu einer verstärkten Abnutzung am Material selbst, sowie der Gegenbezahnung führen. Außerdem führt das geringe Elastizitätsmodul zu größeren

Deformationen, was gerade in stark kaubelasteten Arealen bis hin zur Fraktur führen kann [43]. Aus diesen Gründen empfehlen die meisten Hersteller das Bulk-Fill-Komposit nicht als oberste Schicht zu verwenden, sondern mit einer 1 - 2 mm starken Schicht konventionellem Komposit abzudecken. Obwohl dieses Vorgehen einen zusätzlichen Schritt bedeutet und die Optimierung des Füllungsprozesses wieder etwas schmälert, kommen zahlreiche Studien zu dieser Empfehlung [43, 49, 54].

2.2 Adhäsivtechnik

Kompositmaterialien alleine sind nicht in der Lage einen chemischen Verbund zum Zahnschmelz oder Dentin herzustellen. Ohne eine Adhäsivtechnik, welche einen mikromechanischen Verbund zwischen Zahn und Kompositmaterial bewirkt, wären Randspalten und damit Verfärbungen, Sekundärkaries und im schlimmsten Fall Zahnfrakturen die Folge. Es gilt zum einen, die Polymerisationsschrumpfung der Komposite und zum anderen den unterschiedlichen Wärmeausdehnungskoeffizienten von Zahn und Komposit auszugleichen [24, 41]. Überschreitet der mechanische Stress, bedingt durch die Polymerisationsschrumpfung, die Stärke des Haftverbundes zwischen Zahn und Adhäsivschicht, kommt es zu einem Debonding mit den oben beschriebenen Folgen [34].

2.2.1 Haftung am Schmelz

Im Jahr 1955 veröffentlichte Buonocore eine Arbeit, in der er die Haftverbesserung von Kompositmaterialien am Zahnschmelz durch Phosphorsäureätzung beschreibt [12]. Diese Schmelz-Ätz-Technik ist bis heute die Grundlage der Adhäsivtechnik [24].

Die Behandlung der Schmelzoberfläche mit 30 - 40 %iger Phosphorsäure schafft ein ideales mikroretentives Oberflächenrelief, da Schmelzprismen in ihrem Zentrum und in der Peripherie eine unterschiedliche Löslichkeit aufweisen. Wird ein niedrigvisköses Adhäsiv auf diese Oberfläche gegeben, fließt es zwischen die Schmelzprismen und bildet nach Photopolymerisation einen starken mikromechanischen Verbund [24, 38]. Es hat sich gezeigt, dass Phosphorsäure mit einer Konzentration unter 30 % zu schwer löslichen sogenannten Brushitablagerungen führt, die die Haftung beeinträchtigen. Genauso kommt es bei Phosphorsäurekonzentrationen über 40 % zur Bildung von Kalziumphosphatverbindungen, die ebenfalls die Haftung negativ beeinflussen. In jedem Fall muss die Oberfläche nach dem Ätzen mit ausreichend Wasser abgespült werden, da auch bei 30-40 %iger Phosphorsäure in geringem Maße Präzipitate entstehen und zudem Säurereste die Haftung zwischen Schmelz und Komposit negativ beeinflussen [41]. Im präparierten Schmelz wird eine Ätzdauer von 15 - 30 s empfohlen. Unpräparierter Zahnschmelz weist eine oberflächliche, aprismatische Schicht auf und muss deshalb für 60 s geätzt werden, um diese Schicht zunächst zu entfernen und anschließend ein ausreichendes Ätzmuster zu erzielen [26].

Ein Vorteil der Anschrägung von Schmelzarealen im Randbereich einer Kavität mit dem Ziel, möglichst viele Schmelzprismen senkrecht zu treffen und damit das Ätzmuster zu optimieren, konnte klinisch nicht nachgewiesen werden [26].

2.2.2 Haftung am Dentin

Im Gegensatz zum Schmelz ist eine Haftung am Dentin deutlich schwieriger zu bewerkstelligen. Funktionsfähige Dentinadhäsive kamen erst viele Jahre nach der Entwicklung der Schmelzätzung auf den Markt [15]. Ein Grund ist, dass eine Haftung an organischer Matrix schwieriger zu bewerkstelligen ist und Dentin nur zu 70 Gew. % aus anorganischem Material besteht – im Gegensatz zu Schmelz mit 95 Gew. % [53]. Außerdem zeigt es hinsichtlich seiner Zusammensetzung und Struktur eine große Variabilität, die durch Lokalisation, Alterung, kariöse Prozesse und Remineralisation beeinflusst wird [16, 52, 60, 81]. Zusätzlich erschweren zwei weitere Faktoren ein zuverlässiges Bonding. Zum einen sorgt der Liquor in den Dentintubuli für eine Hydrophilie, zum anderen bildet sich bei jeder mechanischen Bearbeitung von Dentin ein Smear-Layer, der wie eine Isolationsschicht zwischen Dentin und Komposit wirkt. Eine Anwendung der Phosphorsäureätzung mit anschließendem Auftrag eines hydrophoben Adhäsivs wie am Zahnschmelz bringt am hydrophilen Dentin somit keinen Erfolg [64]. Fehlt allerdings der adhäsive Verbund zwischen Füllungsmaterial und Dentin, kann es zum Eindringen von Dentinliquor in den Spaltraum zwischen Komposit und Dentin kommen, dem sogenannten Nanoleakage. Dies führt durch hydrodynamische Weiterleitung von Reizen über die Dentinkanälchen zu vermehrten postoperativen Hypersensitivitäten [26, 75]. Zur Vermeidung dieser postoperativen Hypersensitivitäten wurde das Dentin in der Zeit vor den funktionsfähigen Dentinadhäsiven mit Unterfüllungsmaterialien wie Zement abgedeckt [24].

Die Entwicklung hin zu einem zuverlässigen, adhäsiven Verbund zwischen Kompositmaterial und Dentin wird im Rahmen des folgenden Kapitels dargestellt.

2.2.3 Klassifikation der Adhäsivsysteme

Eine Klassifikation der Adhäsivsysteme ist entweder nach Generationen oder nach der Zahl der Applikationsschritte möglich. Im klinischen Alltag hat sich die zweitgenannte Klassifikation inzwischen durchgesetzt und soll deshalb hier dargestellt werden.

1. Vier-Schritt-Selective-Etching:			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Nur Schmelz	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
Beispiel: Syntac (Etchant, Primer, Adhesive [2. Primer], Heliobond)			
2. Drei-Schritt-Selective-Etching:			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Nur Schmelz	Mischen und applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: A.R.T. Bond (Etchant, Primer A+B, Bond)			
3. Vier-Schritt-Total-Etching:			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin
Beispiel: Syntac (Etchant, Primer, Adhesive [2. Primer], Heliobond)			
4. Drei-Schritt-Total-Etching:			
Phosphorsäure	Primer 1	Primer 2	Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Mischen und applizieren: Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiel: A.R.T. Bond (Etchant, Primer A+B, Bond)			
Phosphorsäure	Primer		Bonding Agent
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiele: Adper Scotchbond Multi-Purpose, All-Bond 2, Gluma Solid Bond, OptiBond FL			
5. Zwei-Schritt-Total-Etching:			
Phosphorsäure	Primer + Bond		
Schmelz/Dentin	Schmelz/Dentin		
Beispiele: Prime&Bond NT, Adper Scotchbond 1, Gluma Comfort Bond, One-Step, Solobond M, Admira Bond, One Coat Bond			
6. Zwei-Schritt-Self-Etching:			
Phosphorsäure	Primer		Bonding Agent
–	Schmelz/Dentin		Schmelz/Dentin
Beispiele: Hydrophobes Bond: AdheSE, Clearfil SE Bond, Clearfil Protect Bond, Resulcin Aquaprime + Monobond, One Coat SE Bond. Hydrophiles Bond: OptiBond Solo Plus SE, NRC+Prime&Bond NT			
7. Ein-Schritt-Self-Etching (Mischpräparate):			
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond		
–	Schmelz/Dentin		
Beispiele: Adper Prompt, Xeno III, Etch&Prime 3.0, One Up Bond F			
8. Ein-Schritt-Self-Etching (Ein-Flaschen-Präparate):			
Phosphorsäure	Etchant + Primer + Bond		
–	Schmelz/Dentin		
Beispiele: iBond, Brush&Bond, G-Bond, Clearfil S3 Bond			

Abbildung 4: Klassifikation der Adhäsivsysteme nach Frankenberger [25]

2.2.3.1 Frühe Generationen

Die ersten beiden Generationen der Adhäsivsysteme sind in der Klassifikation nach Zahl der Applikationsschritte nicht vertreten, da sie keinen relevanten klinischen Erfolg zeigten. Der Versuch, eine chemische Verbindung zwischen Komposit und Dentin zu realisieren, misslang, da lediglich die Schmierschicht infiltriert wurde, welche wie eine Isolationsschicht zum Dentin wirkte und mit der Zeit abgebaut wurde. Die Folge waren postoperative Hypersensitivitäten [24, 64, 87].

2.2.3.2 Drei-Schritt / Vier-Schritt Selective-Etch-Systeme

Zunächst wird hier der Zahnschmelz im Sinne eines Selective-Etching mit 30-40 %iger Phosphorsäure behandelt. Ein saurer Primer sorgt im nächsten Schritt für die Konditionierung des Dentins. Dabei wird zunächst die Schmierschicht aufgelöst und anschließend anorganische Bestandteile aus der oberflächlichen Dentinschicht herausgelöst, sodass ein Netz aus Kollagenfasern freigelegt wird. In dieses hydrophile Kollagennetz können amphiphile Moleküle im Primer, wie zum Beispiel TEGDMA, eindringen und die Penetration eines im nächsten Schritt aufgetragenen hydrophoben Bondings ermöglichen. Durch das Aushärten dieses ungefüllten Kunststoffes entsteht eine stabile Hybridschicht zwischen Dentin und Kunststoff [61, 70]. Die Überreste der Schmierschicht und die anorganischen Bestandteile der oberen Dentinschicht verbleiben in dieser Hybridschicht. Zum einen finden sich Vier-Schritt Selective-Etch-Systeme mit zwei getrennten Primern und zum anderen Drei-Schritt Selective-Etch-Systeme, bei denen nach der Phosphorsäureätzung nur noch ein Primer und anschließend das Bonding aufgetragen wird [24].

2.2.3.3 Drei-Schritt / Vier-Schritt Etch-and-Rinse-Systeme

Im Gegensatz zum Selective-Etch-Ansatz der dritten Generation wird im nächsten Entwicklungsschritt das Dentin zusammen mit dem Schmelz angeätzt und anschließend mit Wasser abgesprüht. Bei diesem Total-Etch- oder auch Etch-and-Rinse-Vorgehen werden die Überreste der Schmierschicht und die anorganischen Bestandteile des oberflächlichen Dentins aus der Kavität entfernt und nicht in die Hybridschicht eingebaut. Die Anwendung gestaltet sich deutlich einfacher, da häufig dünne Schmelzränder in der Kavität vorliegen, bei denen ein selektives Anätzen praktisch nicht realisierbar ist. Je nach

Produkt spricht man auch hier von den Drei-Schritt oder Vier-Schritt Etch-and-Rinse-Systemen [24].

2.2.3.4 Zwei-Schritt Etch-and-Rinse-Systeme

Das Ziel dieser Weiterentwicklung war die Vereinfachung des Adhäsivsystems durch Reduktion auf nur zwei Arbeitsschritte. Nach der Phosphorsäureätzung folgt der Auftrag eines kombinierten Primers und Bondings [24].

2.2.3.5 Zwei-Schritt Self-Etch-Systeme

Bei den Zwei-Schritt-Self-Etch-Systemen wird auf die Phosphorsäureätzung verzichtet und ein saurer Primer übernimmt die Aufgabe der Phosphorsäure. Im Anschluss an den Primer wird bei diesem System ein Bonding aufgetragen. Nachteilig ist, dass im Vergleich zur Phosphorsäureätzung mit dem sauren Primer eine signifikant schlechtere Haftung am Schmelz erreicht wird. Die Haftwerte am Dentin hingegen sind sehr gut und durch geringere Techniksensitivität einfacher zu erreichen, im Vergleich zu einem Etch-and-Rinse-Vorgehen [28, 31, 62].

2.2.3.6 Ein-Schritt Self-Etch-Mischpräparate

Der nächste Entwicklungsschritt waren die Ein-Schritt Self-Etch-Mischpräparate. Hierbei wird ebenfalls auf die Phosphorsäureätzung verzichtet. Es wird nur noch eine Flüssigkeit aufgetragen, die als Kombination aus Primer und Bonding fungiert. Diese Flüssigkeit muss kurz vor der Verwendung aus zwei Komponenten angemischt werden, da sich der Monomerbestandteil im sauren Milieu durch Hydrolyse zersetzen würde [24, 88].

Entsprechend den Self-Etch Primern in den Zwei-Schritt Systemen zeigen auch die All-in-One-Adhäsive den Nachteil schlechter Haftwerte im Schmelz. Mit dem typischen pH-Wert dieser Präparate von 2 - 2,8 ist keine ausreichende Schmelzkonditionierung wie mit 30 - 40 %iger Phosphorsäure (pH 0,4) zu erreichen [35, 65, 78]. Eine Möglichkeit wäre, den Schmelz selektiv mit Phosphorsäure vorzubehandeln. Praktisch ist dies vor allem bei kleinen Kavitäten oft schwierig zu bewerkstelligen. Da eine versehentliche Ätzung des Dentins mit Phosphorsäure zu deutlich schlechteren Dentinhaftwerten führt, ist dies kein zielführender Ansatz [24].

Die vermeintliche Arbeitserleichterung wird in Teilen wieder relativiert, da die Präparate meist mehrmals aufgetragen werden müssen, um ausreichende Haftwerte zu erreichen. Ein weiterer Nachteil ist die Hydrophilie des Adhäsivs, auch nach der Polymerisation. Dies führt dazu, dass Wasser durch die Hybridschicht dringen kann und keine dichte Dentinversiegelung stattfindet. Postoperative Hypersensitivitäten können die Folge sein. [24, 91].

2.2.3.7 Ein-Schritt Self-Etch-Einflaschenpräparate

Mit der Weiterentwicklung der Ein-Schritt Self-Etch-Mischpräparate hin zu einer Einflaschenlösung gelang es, den Monomerbestandteil mit einer ausreichenden Stabilität gegen Hydrolyse in die saure Lösung zu integrieren [11, 88]. Somit fällt auch der Zwischenschritt des Anmischens weg, was zu einer weiteren Arbeitserleichterung führt. Die oben beschriebenen Nachteile der Ein-Schritt Self-Etch-Mischpräparate bleiben allerdings erhalten [24].

2.2.3.8 Universaladhäsive

Diese neue Gruppe von Präparaten folgt auch dem All-in-One Ansatz und erlaubt, je nach klinischer Situation, sowohl eine Verwendung nach der Self-Etch-, der Selective-Etch-, als auch der Total-Etch-Technik. In der Zusammensetzung findet sich zudem ein Silan, welches die Haftung an Keramik und Füllstoffen in Kompositmaterialien vermittelt [45]. Ein Primer für Metall und Zirkonoxid ist ebenfalls enthalten [92].

Auch die Universaladhäsive zeigen bessere Haftwerte im Schmelz, wenn in einem ersten Schritt die Konditionierung des Schmelzes mit Phosphorsäure im Sinne eines Selective-Etch- oder Etch-and-Rinse-Vorgehens erfolgt. Die Haftwerte im Dentin zeigen keine Unterschiede im Vergleich zu einem klassischen Drei-Schritt Etch-and-Rinse-System, welches immer noch als Goldstandard für die Dentinhaftung gilt. Dabei spielt es keine Rolle, ob das Universaladhäsiv in der Self-Etch oder der Etch-and-Rinse-Technik angewendet wurde. Es zeigt sich hier initial kein Unterschied hinsichtlich der Dentinhaftung [83, 92]. Im Gegensatz zu den vorherigen Generationen der Self-Etch-Systeme kann mit Universaladhäsiven also ohne Bedenken ein Selective Etching des Schmelzes durchgeführt werden. Sollte dabei Phosphorsäure auf die Dentinoberfläche gelangen, wird die Haftung dort nicht beeinträchtigt. Erst nach Lagerung in künstlichem Speichel über ein Jahr zeigt die Self-Etch-Technik etwas höhere Haftwerte [59].

3. Problemstellung

Das Ziel dieser Studie ist zu untersuchen, wie sich die Kombinationen verschiedener Inkrementstärken von Bulk-Fill-Kompositen (3M Filtek Bulk Fill / 3M Filtek Bulk Fill Flowable) auf den Haftverbund zwischen Dentin und Komposit auswirken. Als Adhäsivsysteme kommen dabei Universaladhäsive (Adhese Universal / Scotchbond Universal) zum Einsatz, um zu analysieren, wie sich diese in Kombination mit Bulk-Fill-Kompositen verhalten.

Im Detail sollen folgende Arbeitshypothesen überprüft werden:

1. *Die Kombination aus Universaladhäsiven und Bulk-Fill-Kompositen erreicht ausreichende Haftwerte für die klinische Verwendung.*
2. *Größere Inkrementstärken führen zu geringeren Haftwerten.*
3. *Es besteht kein Unterschied hinsichtlich der Haftwerte zwischen der Verwendung von stopfbarem Bulk-Fill-Material und fließfähigem Bulk-Fill-Material.*
4. *Die Kombination von Universaladhäsiven und Bulk-Fill-Kompositen führt zu einem Zeitvorteil und geringerer Techniksensitivität.*

4. Material und Methode

4.1 Studiendesign

Für die Studie wurde in 51 kariesfreie, humane Weisheitszähne eine okklusale Klasse I Kavität präpariert und die Zähne anschließend randomisiert in 15 Versuchsgruppen eingeteilt. Die Kavitäten wurden nun mit Kompositfüllungen versorgt. In jeweils 5 Gruppen kamen Syntac Classic, Adhese Universal und Scotchbond Universal als Adhäsivsysteme zum Einsatz. Die Füllungen wurden mit Filtek Bulk Fill und Filtek Bulk Fill Flowable in unterschiedlichen Schichtstärken gelegt.

2500 Zyklen in einem Thermocycler mit thermischer Wechselbelastung dienten zur Alterungssimulation der Proben. Nun folgte der Sägeprozess, bei dem die Zähne mit einer Präzisionskreissäge zunächst in Scheiben und dann in Stäbchen mit einem oberen Kompositteil und einem unteren Dentinteil gesägt wurden. In einem Mikrozugversuch (MTD-500 plus, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland) wurde die nötige Bruchkraft bestimmt und anschließend die genaue Fläche des Komposit-Dentin-Interfaces mit einer digitalen Schieblehre gemessen. Aus den erhaltenen Werten wurde die Bruchkraft pro Fläche in MPa berechnet. Stäbchen, die bereits beim Sägen zerbrochen sind, wurden ebenfalls dokumentiert und bei der Auswertung berücksichtigt.

Zusätzlich zu den 15 Versuchsgruppen wurden zwei Kontrollgruppen angefertigt, die genau dasselbe Procedere durchliefen: eine Kontrollgruppe mit Syntac classic und 2 x 2 mm Venus A2, die zweite Kontrollgruppe ebenfalls mit Syntac classic und 1 x 4 mm Venus A2.

Abschließend erfolgte die Untersuchung der Oberflächenmorphologie an den Bruchflächen des Dentinstäbchens mit einem Rasterelektronenmikroskop (REM, Firma Phenom-World B.V., Eindhoven, Niederlande).



Abbildung 5: Schematisches Vorgehen bei den Versuchsgruppen

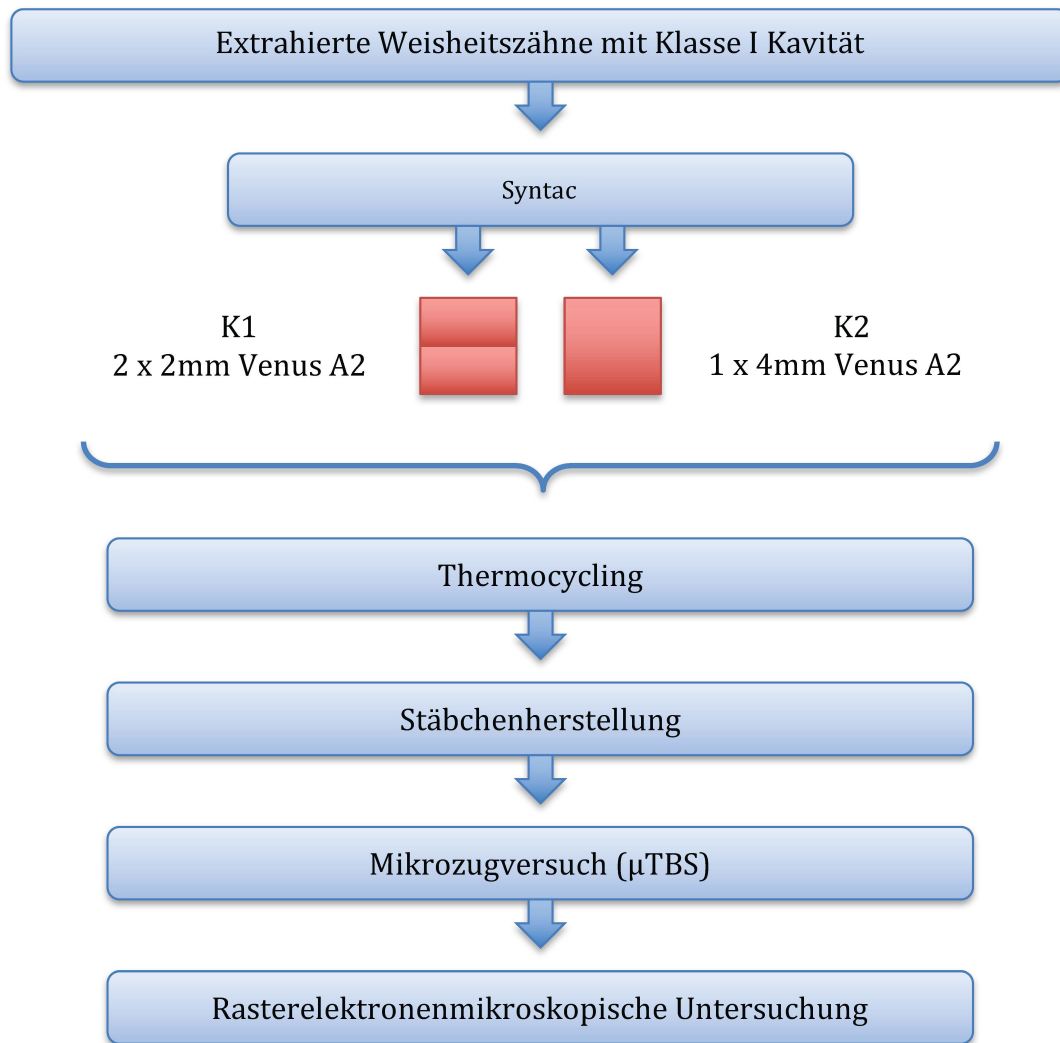


Abbildung 6: Schematisches Vorgehen bei den Kontrollgruppen

4.2 Probenherstellung

4.2.1 Vorbereitung der Probenzähne

Als Probenzähne dienten 51 karies- und füllungsfreie humane Weisheitszähne. Vom Zeitpunkt der Extraktion bis zur Probenherstellung wurden die Zähne in 0,9 %iger isotonischer NaCl Lösung, versetzt mit 0,001 % Natriumazid, für ungefähr 8 Wochen bei Raumtemperatur gelagert.

Zu Beginn erfolgte eine sorgfältige Reinigung mit Scaler und Bürstchen, um Zahnstein und Gewebereste zu entfernen.

Nach Probenherstellung erfolgte die Lagerung in reiner isotonischer Kochsalzlösung, um mit einem möglichst realitätsnahen oralen Milieu die Austrocknung zu verhindern. Außerdem wurde dadurch ein möglicher Einfluss des Natriumazids auf das Komposit-Dentin-Interface verhindert.

4.2.2 Präparation der okklusalen Kavität

Mit einem roten Winkelstück und einem zylindrischen Diamanten (HS Maxima Diamant 835-014M-FG) erfolgte die hochtourige, wassergekühlte Präparation einer okklusalen Kavität mit 4 mm Breite, 4 mm Länge und 4 mm Tiefe. Anschließend erfolgte die Glättung der Kavität mit einem Arkansas Stein (HS Arkansas).

Kam es bei der Präparation zur Eröffnung der Pulpa, wurde der Zahn verworfen.

Nach der Präparation wurden die Zähne randomisiert in die 15 Versuchsgruppen und 2 Kontrollgruppen mit jeweils 3 Zähnen eingeteilt.

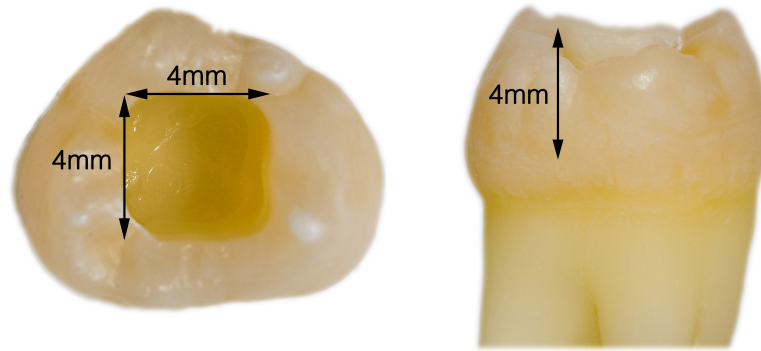


Abbildung 7: Ausdehnung der präparierten Kavitäten

4.2.3 Anwendung des Adhäsivsystems

Die Anwendung des Adhäsivsystems erfolgte in allen Gruppen streng nach den jeweiligen Herstellervorgaben.

In den Gruppen Sy1 - Sy5 und den Kontrollgruppen K1 und K2 kam das Vier-Schritt Total-Etch-System *Syntac*® zum Einsatz. Es erfolgte zunächst eine Vorbehandlung der Kavitäten mit 36 %-iger Phosphorsäure (DeTrey® Conditioner 36, Firma Dentsply, Konstanz, Deutschland) im Sinne eines Total-Etch-Vorgehens: Schmelzoberflächen wurden für 30 Sekunden und Dentinoberflächen für 15 Sekunden angeätzt und anschließend zur Kontrolle des Schmelzätzmusters für mindestens 20 Sekunden gründlich abgespült und getrocknet. Im nächsten Schritt erfolgte die Applikation des Primers mit einem Microbrush. Nach 15 Sekunden Einwirkzeit wurde der Primer mit ölfreier Luft verblasen und leicht getrocknet. Das Syntac Adhesive wurde ebenfalls mit einem Microbrush aufgetragen und nach 10 Sekunden Einwirkzeit verblasen und leicht getrocknet. Abschließend wurde das Bonding aufgebracht, dünn verblasen und mit einer Polymerisationslampe (SmartLite® Focus, Firma Dentsply, Konstanz, Deutschland) für 20 Sekunden ausgehärtet.



Abbildung 8: Phosphorsäure DeTrey® Conditioner 36, Firma Dentsply, Konstanz, Deutschland



Abbildung 9: Vier-Schritt Total-Etch-System Syntac® mit Primer, Adhesive und Heliobond®, Firma Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Syntac® Primer	Syntac® Adhesive	Heliobond®
Triethylenglycoldimethacrylat (10 - 25 %)	Polyethylenglycoldimethacrylat (25 - 50 %)	BisGMA (50 - 100 %)
Polyethylenglycoldimethacrylat (3 - 10 %)	Glutaraldehyd (3 - 10 %)	Triethylenglycoldimethacrylat (25 - 50 %)
Maleinsäure (3 - 10 %)	Wasser	Stabilisatoren
Aceton (25 - 50 %)		Katalysatoren
Wasser		

Tabelle 1: Inhaltsstoffe Syntac® Classic (in Gewichtsprozent) laut Herstellerangaben

In den Gruppen Ad1 - Ad5 kam *Adhese® Universal* im Selective-Etch-Verfahren zum Einsatz. Zunächst erfolgte eine Schmelzätzung mit 36 %-iger Phosphorsäure (DeTrey® Conditioner 36, Firma Dentsply, Konstanz, Deutschland) für 30 Sekunden. Nach gründlichem Abspülen mit Wasser für mindestens 20 Sekunden wurde die Kavität getrocknet, um das kreidig-weiße Schmelzätzmuster überprüfen zu können. Anschließend erfolgte die Applikation des Adhäsivs aus dem VivaPen in die Kavität, wobei am Schmelz begonnen wurde. Das Adhäsiv wurde für 20 Sekunden in die Kavität eingerieben und danach mit öl- und wasserfreier Luft zu einem glänzenden, unbeweglichen Film verblasen. Abschließend erfolgte die Lichthärtung für 20 Sekunden mit einer Polymerisationslampe (SmartLite® Focus, Firma Dentsply, Konstanz, Deutschland).



Abbildung 10: Adhese® Universal VivaPen®, Firma Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein

Adhese® Universal
Methacrylate (23 - 60 %)
Ethanol (10 - 25 %)
Initiatoren (1 - 2,5 %)
Stabilisatoren
Siliziumdioxid
Wasser

Tabelle 2: Inhaltsstoffe Adhese® Universal (in Gewichtsprozent) laut Herstellerangaben

In den Gruppen Sc1 - Sc5 kam *Scotchbond™ Universal Adhäsiv* im Selective-Etch-Verfahren zum Einsatz. Nach erfolgter Schmelzätzung mit 36 %-iger Phosphorsäure (DeTrey® Conditioner 36, Firma Dentsply, Konstanz, Deutschland) für 30 Sekunden wurde die Kavität für mindestens 20 Sekunden gründlich mit Wasser abgespült und anschließend getrocknet. Das Adhäsiv wurde mit einem Microbrush in die Kavität appliziert und 20 Sekunden lang einmassiert. Danach erfolgte für ca. 5 Sekunden eine Trocknung im sanften Luftstrom, bis sich der Flüssigkeitsfilm nicht mehr bewegte und das Lösungsmittel verdunstet war. Die abschließende Polymerisation erfolgte für 20 Sekunden mit einer SmartLite® Focus (Firma Dentsply, Konstanz, Deutschland).



Abbildung 11: Scotchbond™ Universal Adhäsiv, Firma 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland

Scotchbond™ Universal Adhäsiv
2-Hydroxyethylmethacrylat (15 - 25 %)
Bisphenol-A-diglycidylmethacrylat (15 - 25 %)
Silan (5 - 15 %)
Decamethyldimethacrylat (5 - 15 %)
Ethanol (10 - 15 %)
Methacrylierte Phosphorsäure (1 - 10 %)
Copolymer von Acryl- und Itaconsäure (1 - 5 %)
Campherchinon (< 2 %)
Ethyl-4-dimethylaminobenzoat (< 2 %)
(Dimethylamino)ethylmethacrylat (< 2 %)
Butanon (< 0,5 %)

Tabelle 3: Inhaltsstoffe Scotchbond™ Universal Adhäsiv (in Gewichtsprozent) laut Herstellerangaben

4.2.4 Legen der Kompositfüllungen

Als Kompositmaterial wurde Filtek™ Bulk Fill Seitenzahnkomposit (Farbe: A2) und Filtek™ Bulk Fill Flowable (Farbe: A2) der Firma 3M Deutschland GmbH (Neuss, Deutschland) verwendet. Entsprechend der Einteilung in die Versuchsgruppen wurden unterschiedliche Schichtstärken appliziert und mit einer zahnärztlichen Sonde kontrolliert. Die Inkremente wurden mit Kugelstopfinstrumenten und Heidemannspateln präzise an die Kavitätenwände adaptiert. Die okklusale Oberfläche wurde flach gestaltet.

Bei den Versuchsgruppen 1, 2 und 3 erfolgte jeweils eine separate Polymerisation der beiden Schichten für jeweils 40 Sekunden. Bei den Versuchsgruppen 4 und 5 erfolgte jeweils eine Polymerisation der kompletten 4-mm-Schicht für 40 Sekunden. Als Polymerisationslampe kam eine SmartLite® Focus der Firma Dentsply (Konstanz, Deutschland) zum Einsatz. Dabei wurde darauf geachtet, dass der Lichtleiter so dicht wie möglich am Material platziert war und die gesamte Kompositoberfläche bestrahlt wurde.



Abbildung 12: Filtek™ Bulk Fill Flowable A2, Firma 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland

Filtek™ Bulk Fill Flowable
Keramisches Material, Hydrolyseprodukt mit 3-(Trimethoxysilyl)propyl methacrylat (50 - 60 %)
Dimethylacrylat (10 - 20 %)
Bisphenol A bis(3-methacryloyloxypropyl)-ether substituiertes Dimethacrylat (10 - 20 %)
Bisphenol A Polyethylenglycol-diether-dimethacrylat (1 - 10 %)
Ytterbiumfluorid (1 - 10 %)
Bisphenol-A-diglycidylmethacrylat (1 - 10 %)
Benzotriazol (< 1 %)
2,2'-Ethylendioxydiethyldimethacrylat (< 1 %)
Ethyl-4-dimethylaminobenzoat (< 1 %)

Tabelle 4: Inhaltsstoffe Filtek™ Bulk Fill Flowable (in Gewichtsprozent) laut Herstellerangaben



Abbildung 13: Filtek™ Bulk Fill Seitenzahnkomposit A2, Firma 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland

Filtek™ Bulk Fill Seitenzahnkomposit
Keramik mit Silan behandelt (60 - 70 %)
Aromatisches Urethandimethacrylat (10 - 20 %)
Ytterbiumfluorid (1 - 10 %)
Diurethandimethacrylat (1 - 10 %)
Siliziumdioxid mit Silan behandelt (1 - 10 %)
1,12-Dodecandimethacrylat (< 5 %)
Zirkonium behandelt mit Silan (< 5 %)
Wasser (< 5 %)
Methacrylatmonomer, modifiziert (< 1 %)
Ethyl 4-Dimethyl Aminobenzoat (< 0,5 %)
Benzotriazol (< 0,5 %)

Tabelle 5: Inhaltsstoffe Filtek™ Bulk Fill Seitenzahnkomposit (in Gewichtsprozent) laut Herstellerangaben

Die Kontrollgruppen K1 und K2 wurden mit dem Universalkomposit Venus® A2 der Firma Heraeus Kulzer GmbH (Hanau, Deutschland) gefüllt. Bei K1 wurden entsprechend der Herstellerangaben 2 x 2-mm-Inkrement eingebracht und jeweils für 40 Sekunden polymerisiert. In K2 wurde nur ein einziges 4-mm-Inkrement eingebracht und für 40 Sekunden polymerisiert. Zu beachten ist, dass der Hersteller das Material für eine Verwendung in dieser Schichtstärke nicht freigegeben hat.

Nach dem Legen der Kompositfüllungen wurden alle Probenzähne in isotonischer Kochsalzlösung aufbewahrt, um ein Austrocknen zu verhindern.

Venus® Universalkomposit
Siliziumdioxid
BisGMA
Triethylenglycoldimethacrylat (5 - 10 %)

Tabelle 6: Inhaltsstoffe Venus® Universalkomposit (in Gewichtsprozent) laut Herstellerangaben

4.3 Thermische Wechselbelastung

In einem Thermocyclinggerät (Thermocycler THE 1100/1200, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland) wurden die Zähne durch eine zyklische, thermische Wechselbelastung künstlich gealtert. Es wurden 2500 Zyklen mit jeweils 15 s in 55 °C warmem Wasser, 15 s Abtropfzeit und 15 s in 5 °C kaltem Wasser durchgeführt.



Abbildung 14: Thermocycler THE 1100, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen-Westerham, Deutschland

4.4 Microtensile-Untersuchung

4.4.1 Sägeprozess

Zur Durchführung der Microtensile-Untersuchung wurden zunächst Komposit-Dentin-Stäbchen mit einer Kantenlänge von 0,8 mm x 0,8 mm hergestellt. Im ersten Schritt wurden die Probenzähne auf einem Kunststoffträger mit Klebewachs fixiert, in eine Präzisionskreissäge (IsoMet™ 1000 Precision Saw, Firma Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois, USA) eingebracht und die Wurzeln unter ständiger Wasserkühlung bei 200 U/min und 200 g Gewicht abgetrennt.

Anschließend wurden die Probenzähne neu fixiert und es erfolgte erneut bei 200 U/min und 200 g Gewicht zunächst die Herstellung von Zahnscheiben. Dabei wurde der Probenzahn so eingestellt, dass der erste Sägeschnitt genau durch die Kavitätenbegrenzung ging. Das verwendete Sägeblatt besitzt eine Stärke von 0,3 mm. Somit wurde ein Abstand von 1,1 mm zwischen den einzelnen Sägeschnitten gewählt, um die gewünschte Scheibendicke von 0,8 mm zu erhalten. Entsprechend ergaben sich pro Probenzahn 3 - 4 Zahnscheiben.

Die Zahnscheiben wurden im Anschluss einzeln auf dem Probenhalter fixiert und mit denselben Einstellungen in Komposit-Dentin-Stäbchen gesägt. Stäbchen, die schon beim Sägen zerbrachen, wurden für die quantitative Auswertung notiert.

Nach dem Sägen wurden die Stäbchen in physiologischer Kochsalzlösung gelagert, um ein Austrocknen zu verhindern.

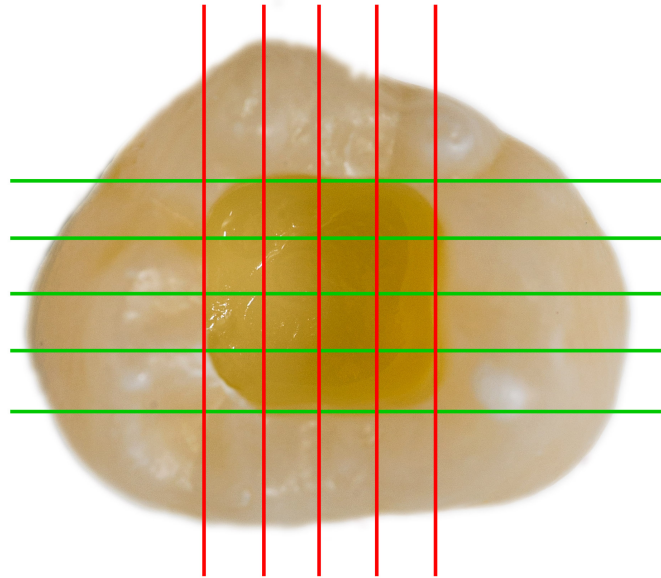


Abbildung 15: Schematische Darstellung der Sägeschnitte von okklusal. Zunächst Herstellung von Zahnscheiben (grün) und anschließend Stäbchen (rot)



Abbildung 16: Mit Klebewachs auf dem Träger fixierte Zahnscheibe und schematische Darstellung der Sägeschnitte

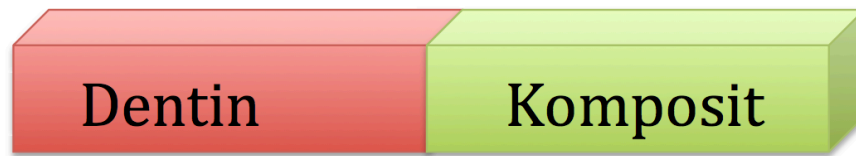


Abbildung 17: Schematische Darstellung eines Komposit-Dentin-Stäbchens



Abbildung 18: IsoMet™ 1000 Precision Saw, Firma Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois, USA

4.4.2 Mikrozugversuch

Für den Mikrozugversuch wurden die Komposit-Dentin-Stäbchen in einer Kleinlast-Prüfmaschine (MTD-500 plus, Firma SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland) so befestigt, dass der Kraftvektor senkrecht zum Komposit-Dentin-Interface einwirkte. Um eine möglichst spannungsfreie Fixation zu gewährleisten, wurde Sekundenkleber in Kombination mit einem Aktivatorspray verwendet. Dabei wurde genauestens darauf geachtet, das Komposit-Dentin-Interface nicht zu kontaminieren.

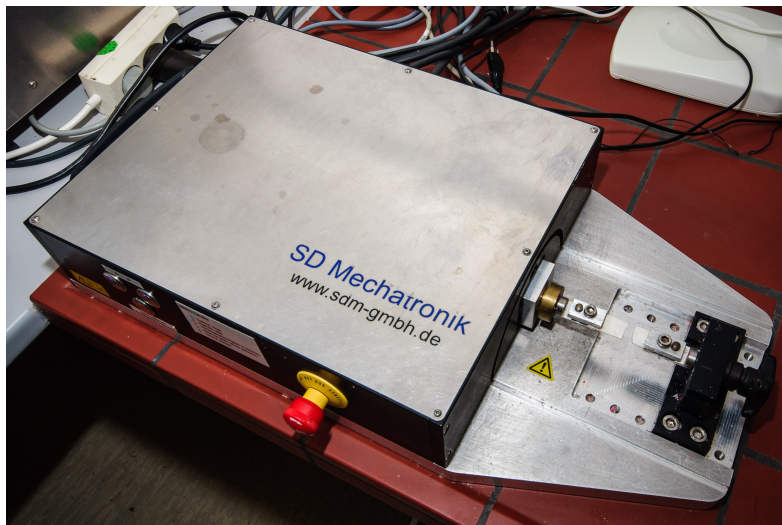


Abbildung 19: Mikrozugversuch MTD-500 plus, Firma SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland



Abbildung 20: Yuki Model Sekundenkleber mittelviskos und Yuki Model Aktivatorspray, beides Firma CN Development & Media, Haselbauer & Piechowski GbR, Bad Bramstedt, Deutschland

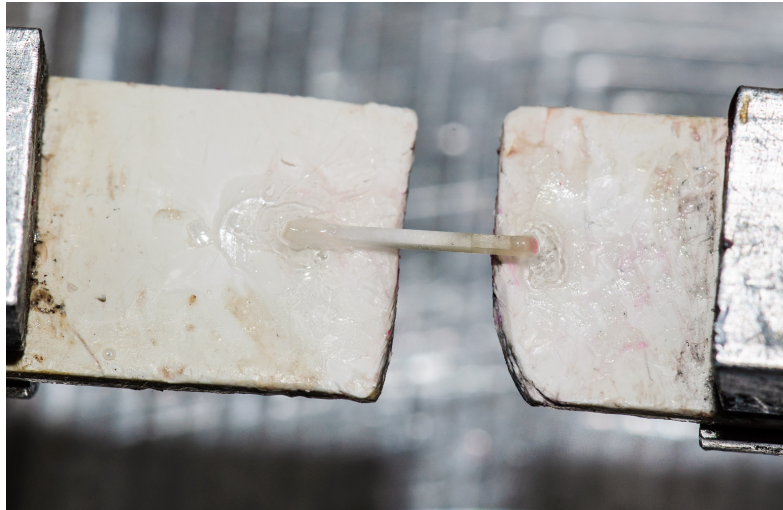


Abbildung 21: Komposit-Dentin-Stäbchen eingespannt in der Prüfmaschine, vor dem Bruch

Nach Aushärtung des Sekundenklebers wurde der Mikrozugversuch mit einer Verfahrensgeschwindigkeit von 1 mm/min, einem maximalen Zugweg von 1 mm und einer maximalen Zugkraft von 50 N gestartet. Sobald der Bruch erfolgte, wurde der Versuch gestoppt und die erhaltenen Daten zusammen mit einer grafischen Auswertung als Kraft-Weg-Diagramm gespeichert.



Abbildung 22: Komposit-Dentin-Stäbchen eingespannt in der Prüfmaschine, nach dem Bruch

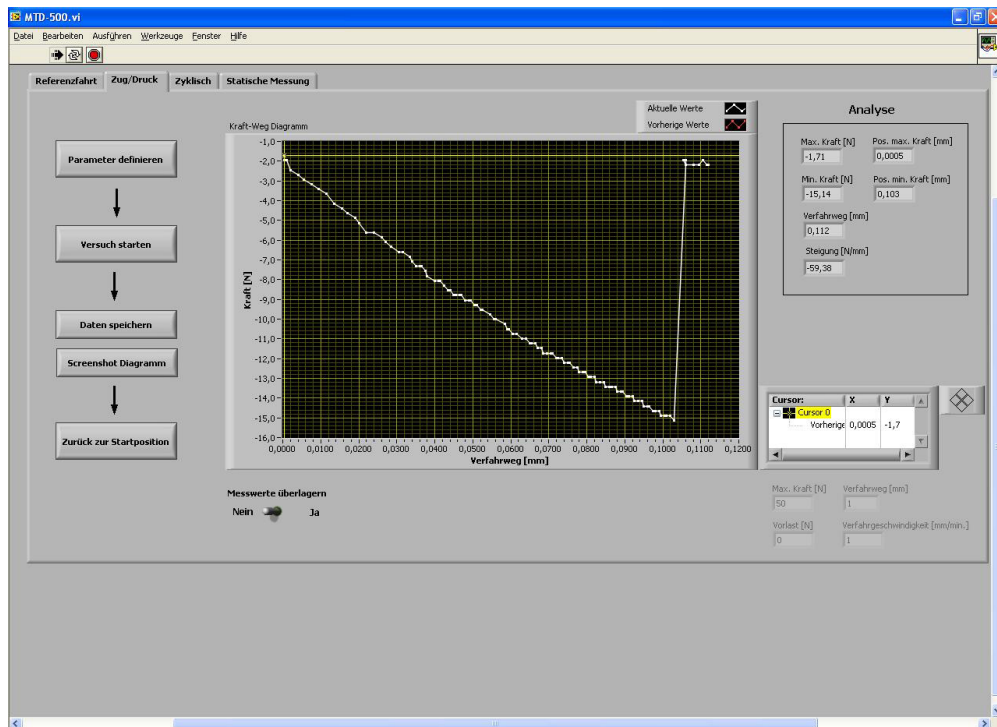


Abbildung 23: Screenshot der eingesetzten Software zum Aufzeichnen der Messwerte

Im in Abb.24 dargestellten beispielhaften Kraft-Weg-Diagramm des Stäbchens 1 aus der Versuchsgruppe Ad1 zeigt sich, dass bereits zu Beginn (1) und auch am Ende (3) der Messung eine geringe Grundspannung von hier ca. - 2 N vorliegt. Dies kommt durch die Fixation der Stäbchen zustande, die auch mit Sekundenkleber nicht völlig spannungsfrei möglich ist. Die entscheidende Kraft, die zur Fraktur des Stäbchens führte, ist also die Differenz zwischen (2) = - 8,7 N und (3) = - 2 N, hier - 6,7 N. Diese Kraft entspricht der Haftkraft des Dentin-Komposit-Verbundes und wurde für alle Stäbchen dokumentiert. Der Kompositanteil der Stäbchen wurde verworfen und der Dentinanteil für die weiteren Untersuchungen aufbewahrt.

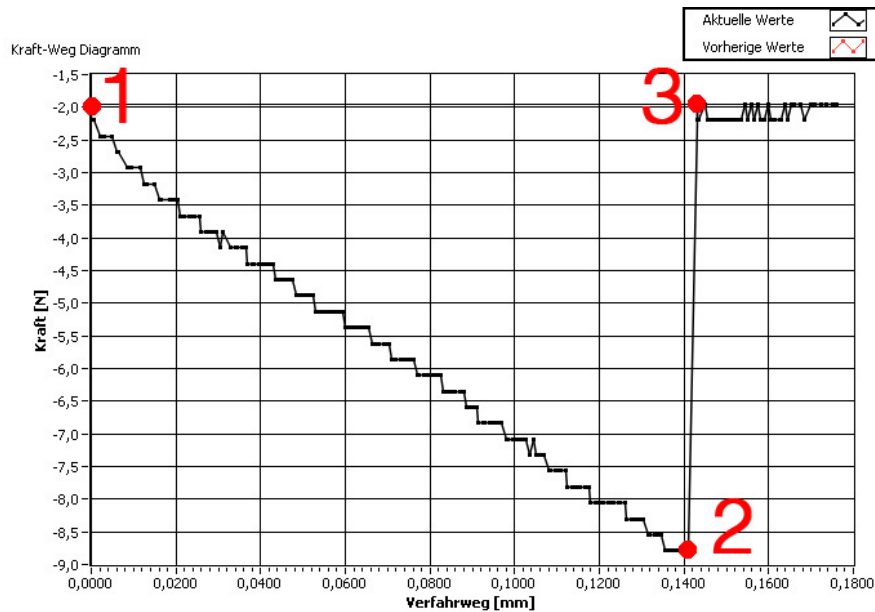


Abbildung 24: Kraft-Weg-Diagramm des Stäbchens 1 aus der Versuchsgruppe Ad1

4.4.3 Messen der Probenfläche

Die genauen Seitenlängen der Proben wurden mithilfe eines digitalen Messschiebers der Firma Hogetex am Dentinstäbchen ermittelt und daraus jeweils die Bruchfläche in mm^2 berechnet.

Der Quotient aus der zuvor ermittelten Bruchkraft und dieser Klebefläche entspricht der Dentinhaftung in MPa. Ein Megapascal entspricht dabei 1 N/mm^2 .



Abbildung 25: Digitaler Messschieber der Firma Hogetex

4.5 Rasterelektronenmikroskopische Untersuchung

Um die Bruchfläche genauer zu analysieren, wurden aus jeder Versuchsgruppe jeweils 3 bis 4 Dentinfragmente exemplarisch ausgewählt. Diese wurden gruppenweise auf einem runden Probenhalter für Rasterelektronenmikroskope mit Leit-C-Plast und dem konduktiven Karbonzement Leit-C nach Göcke (beides Firma Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland) möglichst senkrecht fixiert.



Abbildung 26: PLANO Leit-C-Plast und Karbonzement PLANO Leit-C nach Göcke, Firma Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland



Abbildung 27: Komposit-Dentin-Stäbchen auf dem Objektträger fixiert, vor dem Besputtern

In einem Sputter Coater (S150B, Firma Edwards) wurden die Proben mit einer Gold-Palladium-Legierung beschichtet, um sie elektrisch leitfähig zu machen und damit für die Untersuchung im Rasterelektronenmikroskop vorzubereiten. Anschließend wurden im Rasterelektronenmikroskop (Firma Phenom-World B.V., Eindhoven, Niederlande) Übersichtsaufnahmen der Bruchflächen bei 250-facher Vergrößerung und Detailaufnahmen bei 1000-facher Vergrößerung erstellt.



Abbildung 28: Sputter Coater S150B, Firma Edwards

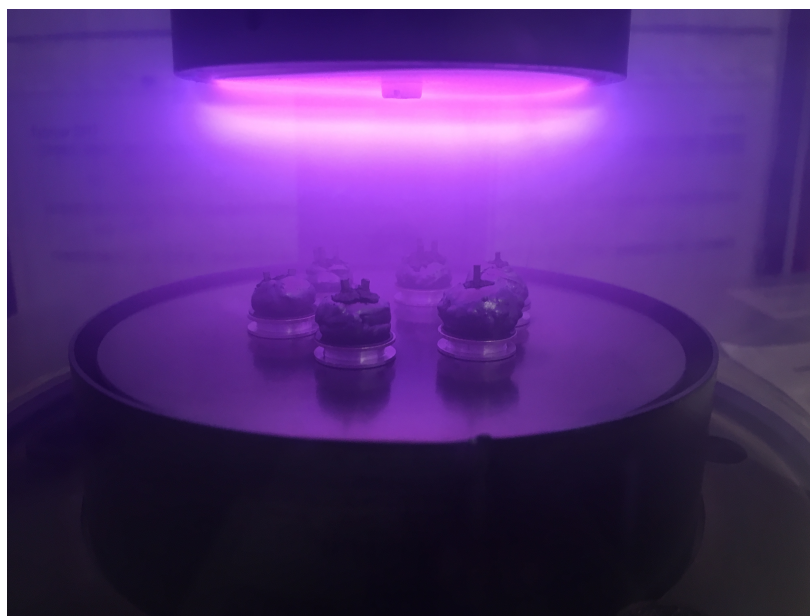


Abbildung 29: Beschichtungsprozess im Sputter Coater

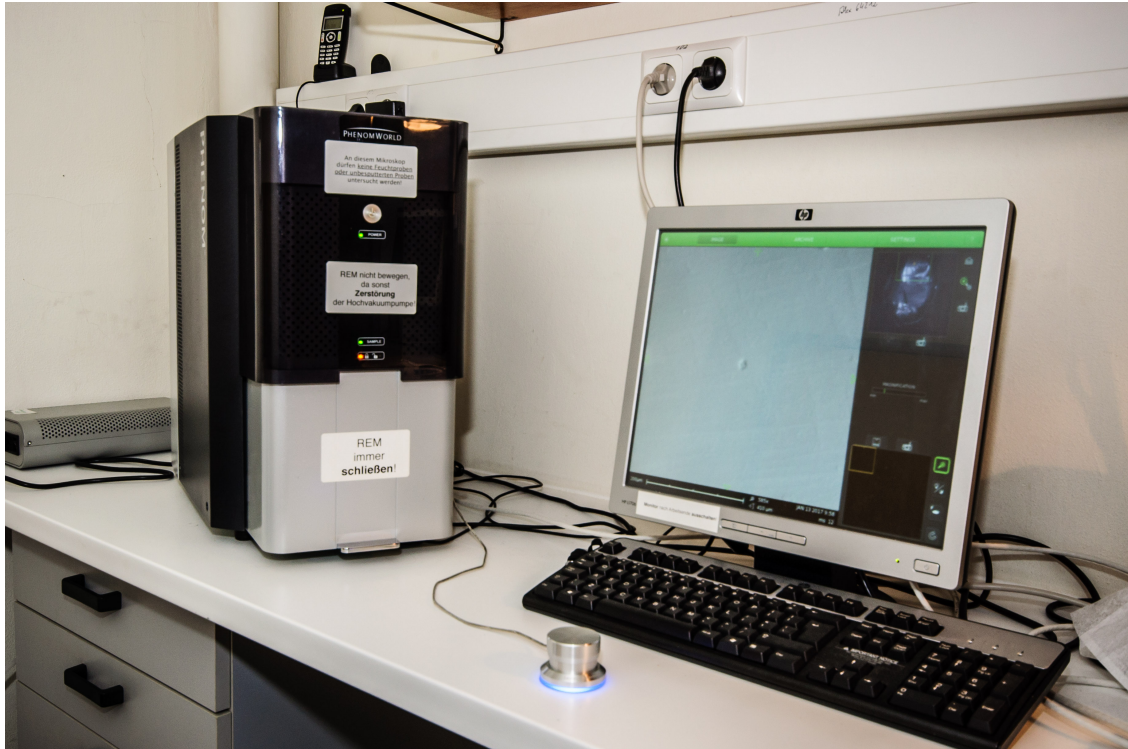


Abbildung 30: Rasterelektronenmikroskop, Firma Phenom-World B.V., Eindhoven, Niederlande

4.6 Statistische Analyse

Die erhaltenen Messwerte wurden mit SPSS® für Windows (SPSS Inc., Chicago, USA) ausgewertet. Die graphischen Darstellungen wurden mit Excel® erstellt.

Nach Berechnung der Mittelwerte und Standardabweichungen in Megapascal (MPa) für jede Versuchsgruppe kamen die folgenden statistischen Testverfahren zur Anwendung.

Kolmogorov-Smirnov-Test

Dieser Test überprüft, ob die erhaltenen Messwerte in einer Versuchsgruppe der Normalverteilung entsprechen. War dies der Fall, wurde der ANOVA-Mittelwertvergleich durchgeführt. Andernfalls kamen nicht-parametrische Tests wie der Mann-Whitney-U-Test zur Anwendung.

Mann-Whitney-U-Test

Lag keine Normalverteilung vor, wurde mit diesem Test, auf der Basis der Reihenfolge der Messwerte, überprüft, ob zwischen zwei Versuchsgruppen ein signifikanter Unterschied besteht.

Korrekturverfahren nach Bonferroni-Holm

Mit Hilfe des Korrekturverfahrens nach Bonferroni-Holm wurden statistische Subgruppen gebildet, repräsentiert durch die Buchstaben A - E. Das Signifikanzniveau wurde auf $p = 0,05$ festgelegt. Innerhalb einer Gruppe gibt es keinen signifikanten Unterschied ($p > 0,05$), wohingegen unterschiedliche Buchstaben einen signifikanten Unterschied anzeigen ($p < 0,05$).

5. Ergebnisse

5.1 Quantitative Auswertung

Für jede Versuchsgruppe wurde die Gesamtanzahl der gesägten Stäbchen notiert und weiter unterschieden in Stäbchen, die bereits beim Sägen zerbrochen sind, und Stäbchen, die in der Prüfmaschine nicht zum Bruch gebracht werden konnten. Dies war zum Beispiel einem zu kurzen Dentinanteil oder einer das Komposit-Dentin-Interface überdeckenden Dentinbrücke im Randbereich geschuldet.

	n (gesägte Stäbchen)	n (unbrechbare Stäbchen)	n (zerbrochene Stäbchen)	n (gemessene Stäbchen)	% (zerbrochene Stäbchen)
Sy1	25	0	22	3	88
Sy2	27	0	25	2	93
Sy3	26	0	21	5	81
Sy4	26	0	23	3	88
Sy5	24	0	24	0	100
Ad1	27	2	6	19	22
Ad2	27	1	13	13	48
Ad3	21	2	8	11	38
Ad4	25	4	9	12	36
Ad5	26	0	16	10	61
Sc1	25	3	5	17	20
Sc2	26	3	15	8	58
Sc3	26	0	6	20	23
Sc4	27	1	6	20	22
Sc5	27	0	20	7	74
K1	22	1	9	12	41
K2	28	0	26	2	93

Tabelle 7: Quantitative Auswertung des Versuchs

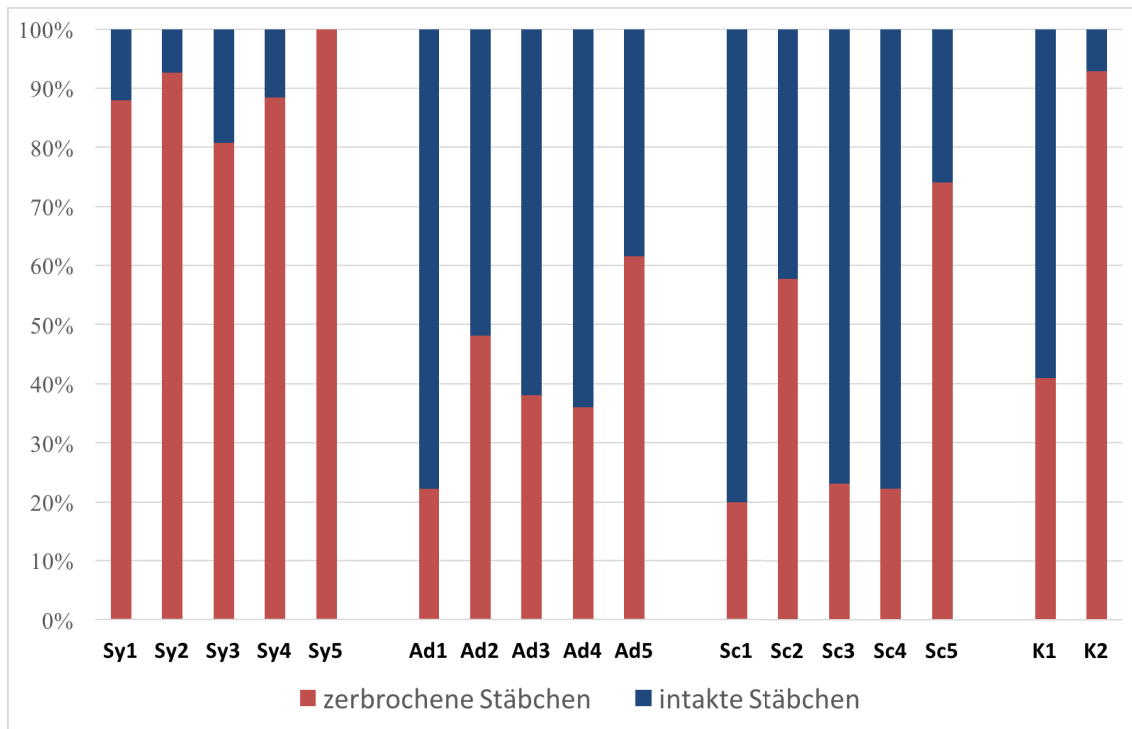


Abbildung 31: Grafische Darstellung des Verhältnisses zwischen vorzeitig zerbrochenen und intakten Stäbchen

5.2 Qualitative Auswertung

Die Auswertung der Messwerte hinsichtlich Mittelwerten, Standardabweichungen und statistischen Subgruppen mit signifikanten Unterschieden zeigt sich in folgender Tabelle.

	Mittelwert (MPa)	Standardabweichung	Statistische Subgruppe
Sy1	1.8	4.5	D
Sy2	2.3	5.6	D
Sy3	2.4	5.2	D
Sy4	3.0	5.1	D
Sy5	0.0	0	E
Ad1	18.4	6.6	A
Ad2	7.3	4.0	C
Ad3	13.3	5.0	B
Ad4	10.2	4.8	B
Ad5	11.9	5.3	B
Sc1	14.3	7.5	B
Sc2	12.2	5.6	B
Sc3	18.4	5.0	A
Sc4	11.9	4.9	B
Sc5	4.5	6.7	C
K1	12.1	6.3	B
K2	2.3	5.4	D

Tabelle 8: Qualitative Auswertung der Messwerte

5.3 Auswertung der REM-Aufnahmen

Aus jeder Versuchsgruppe wurden die REM-Aufnahmen der Bruchflächen ausgewertet und hinsichtlich des Frakturverlaufs klassifiziert. Die möglichen Frakturverläufe sind in der untenstehenden Abbildung dargestellt. Ein kohäsiver Bruch wie bei (a) und (b) liegt vor, wenn der Frakturspalt vollständig in Komposit oder Dentin liegt. Ein adhäsiver Bruch bezeichnet das Versagen entlang der Hybridschicht zwischen Komposit und Dentin (c). Des Weiteren kann es auch zu einem kombinierten kohäsiv-adhäsiven Bruch kommen, also ein Verlauf des Bruchspalts sowohl durch die Hybridschicht als auch durch Komposit oder Dentin. Dies war die mit Abstand häufigste Versagensart in der vorliegenden Studie.

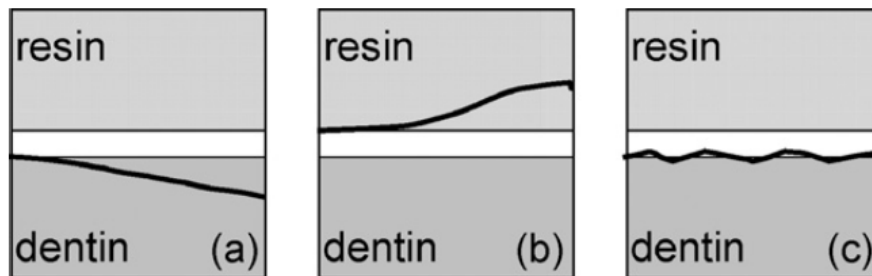


Abbildung 32: Mögliche Bruchverläufe nach Scherrer et al. [85]

5.4 Ergebnisse der Adhese Universal Gruppen

Bei den Versuchsgruppen mit Adhese Universal als Bondingsystem zeigte die Gruppe Ad2 (jeweils 2 mm Filtek Bulk Fill Flowable und 2 mm Filtek Bulk Fill) einen auffällig niedrigen Mittelwert bei 7,3 MPa. Den höchsten Mittelwert erreichte die Gruppe Ad1 (1 mm Filtek Bulk Fill Flowable und 3 mm Filtek Bulk Fill). Die übrigen Versuchsgruppen zeigten ein einheitliches Bild mit Mittelwerten zwischen 10,2 und 13,3 MPa. Auch die quantitative Auswertung zeigte ein ähnliches Bild. In Gruppe Ad2 waren besonders viele (48 %) und in Gruppe Ad1 auffällig wenige Stäbchen vor der Messung zerbrochen (22 %). Zusätzlich waren auch in Gruppe Ad5 viele Stäbchen vor der Messung zerbrochen (61 %).

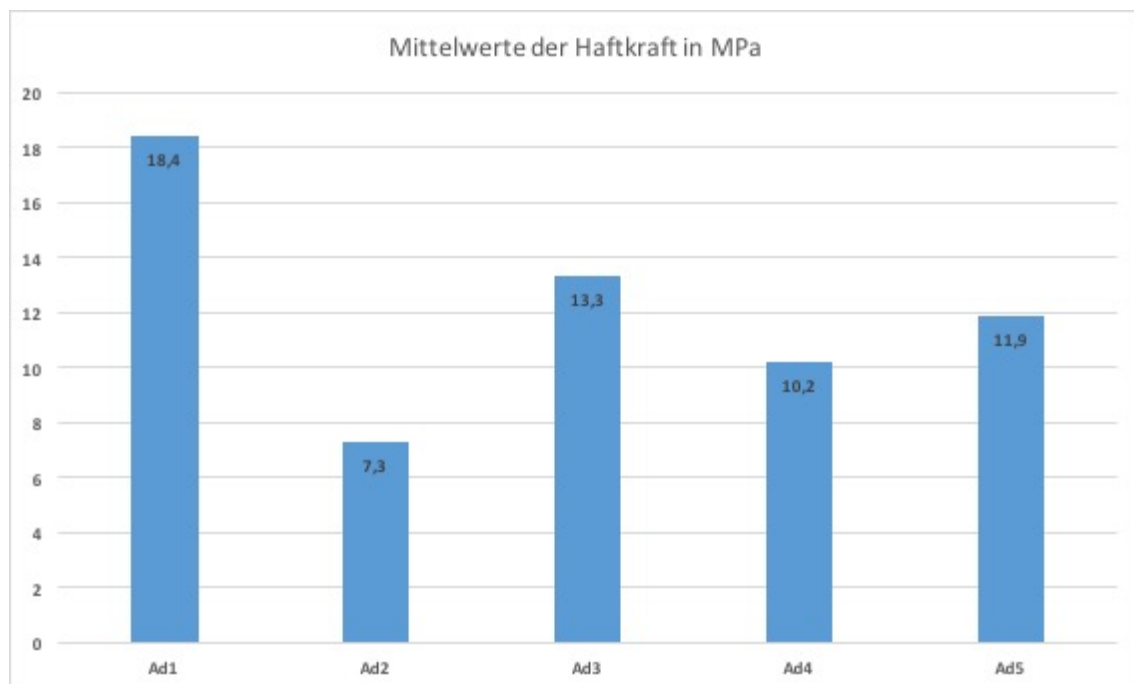


Abbildung 33: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Adhese Universal Gruppen

Im Rasterelektronenmikroskop zeigte sich vorwiegend ein gemischtes kohäsiv-adhäsives Versagen. Nur in der Gruppe Ad4 trat vermehrt ein kohäsives Versagen auf.

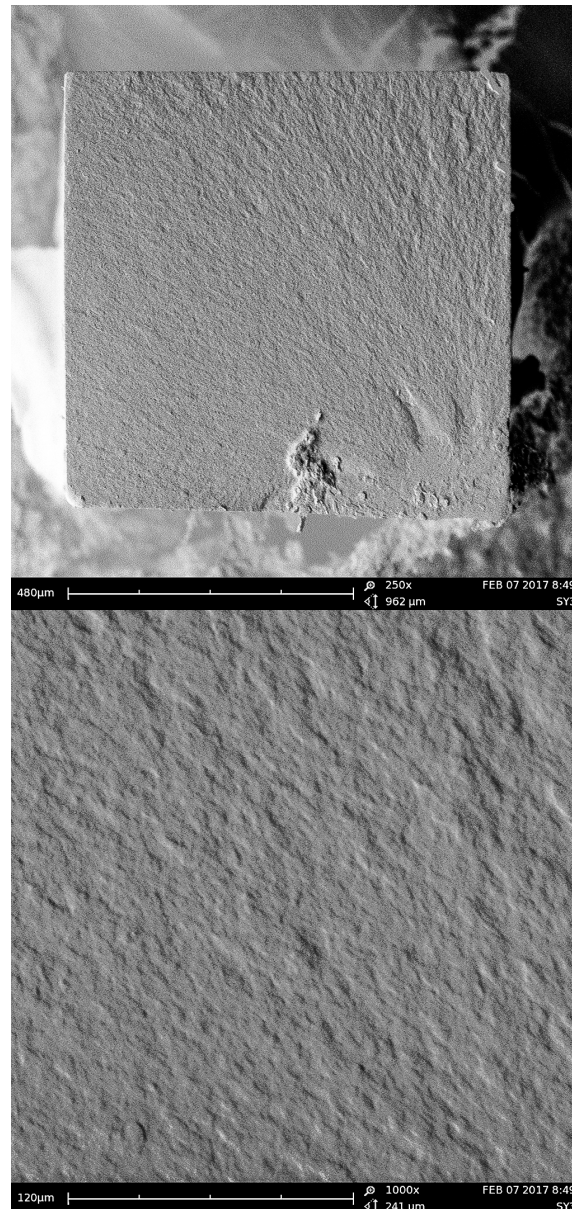


Abbildung 34: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus Versuchsgruppe Ad4 mit kohäsivem Versagen. Die typische Struktur der Dentinkanälchen ist nicht sichtbar.

5.5 Ergebnisse der Scotchbond Universal Gruppen

Die Versuchsgruppen mit Scotchbond Universal als Adhäsivsystem zeigten in der Gruppe Sc5 (4 mm Filtek Bulk Fill) einen auffällig niedrigen Mittelwert bei 4,5 MPa. Den höchsten Mittelwert erreichte die Gruppe Sc3 (3 mm Filtek Bulk Fill Flowable und 1 mm Filtek Bulk Fill) mit 18,4 MPa. Die Mittelwerte der übrigen Gruppen lagen zwischen 11,9 und 14,3 MPa. Quantitativ zeigte sich für Gruppe Sc5, dass dort sehr viele Stäbchen noch vor der Messung zerbrochen waren (74 %), genauso wie in Gruppe Sc2 (58 %).

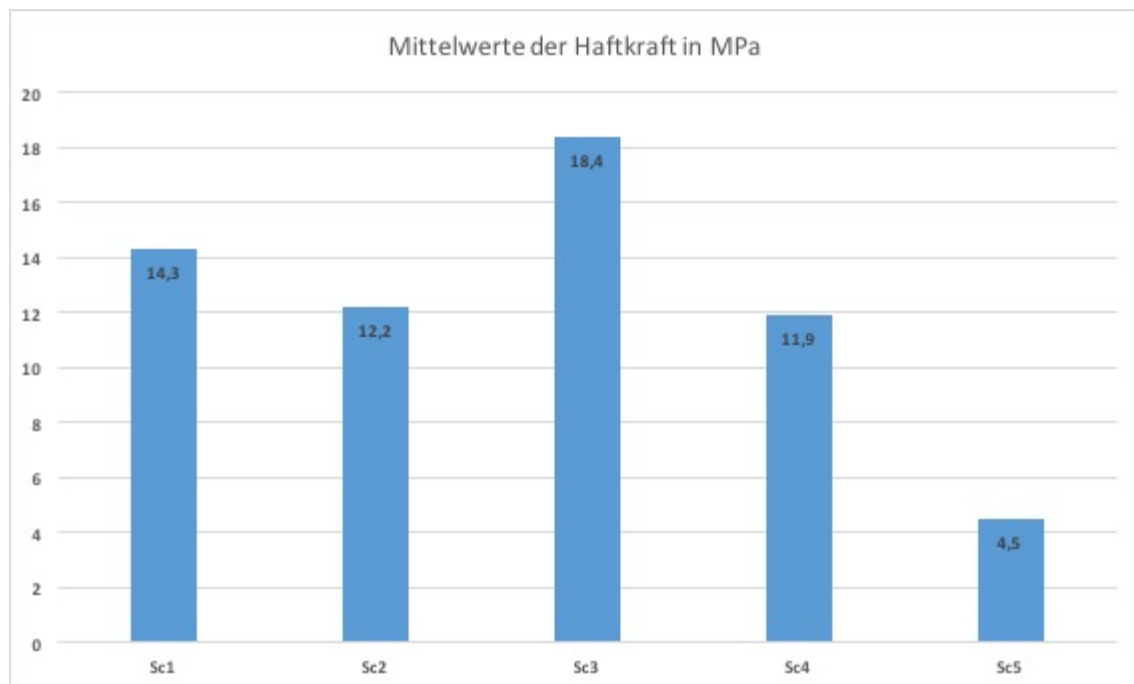


Abbildung 35: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Scotchbond Universal Gruppen

Im Rasterelektronenmikroskop zeigte sich fast ausschließlich ein gemischtes, kohäsiv-adhäsives Versagen. In Gruppe Sc3 kam es in einem Fall zu einem rein kohäsiven Versagen.

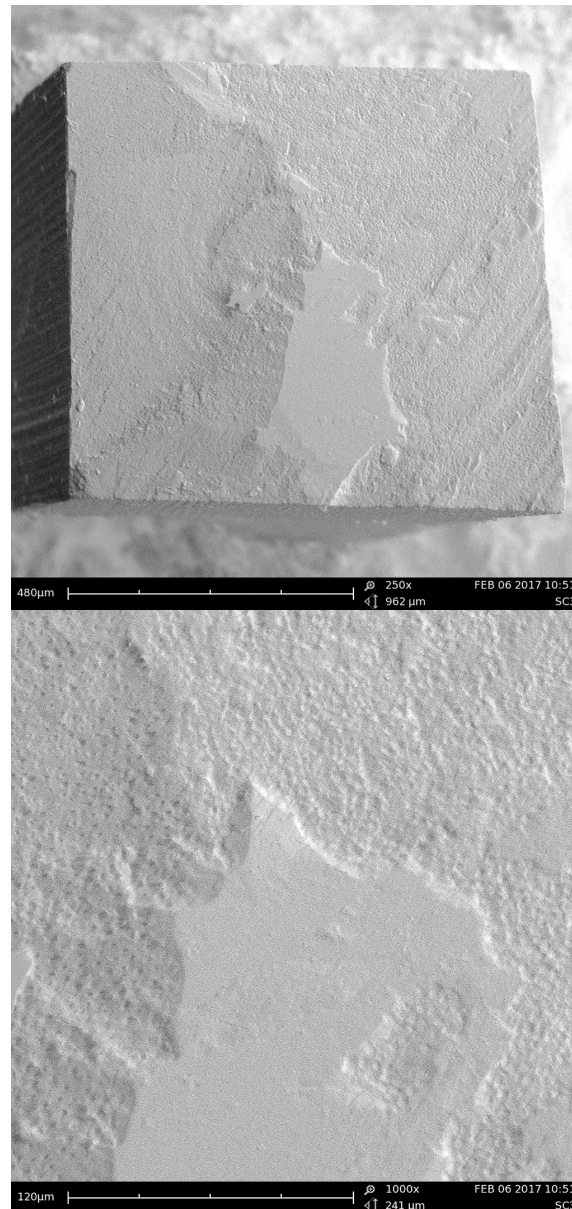


Abbildung 36: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus Versuchsgruppe Sc3 mit gemischt kohäsiv-adhäsivem Versagen. Man erkennt sowohl strukturloses, aufgelagertes Komposit als auch die typische Struktur der Dentinkanälchen.

5.6 Ergebnisse der Syntac Gruppen

In den Versuchsgruppen mit Syntac als Adhäsivsystem konnten kaum Messwerte ermittelt werden. In allen Gruppen zeigte sich ein sehr hoher Anteil an Stäbchen von bis zu 90 %, die noch vor der Messung zerbrochen waren. Für Sy5 konnte überhaupt kein Messwert ermittelt werden, da alle 24 Stäbchen beim Sägen zerbrachen. Die wenigen erhaltenen Messwerte ergaben sehr niedrige Mittelwerte zwischen 1,8 MPa für Sy1 und 3,0 MPa für Sy4.

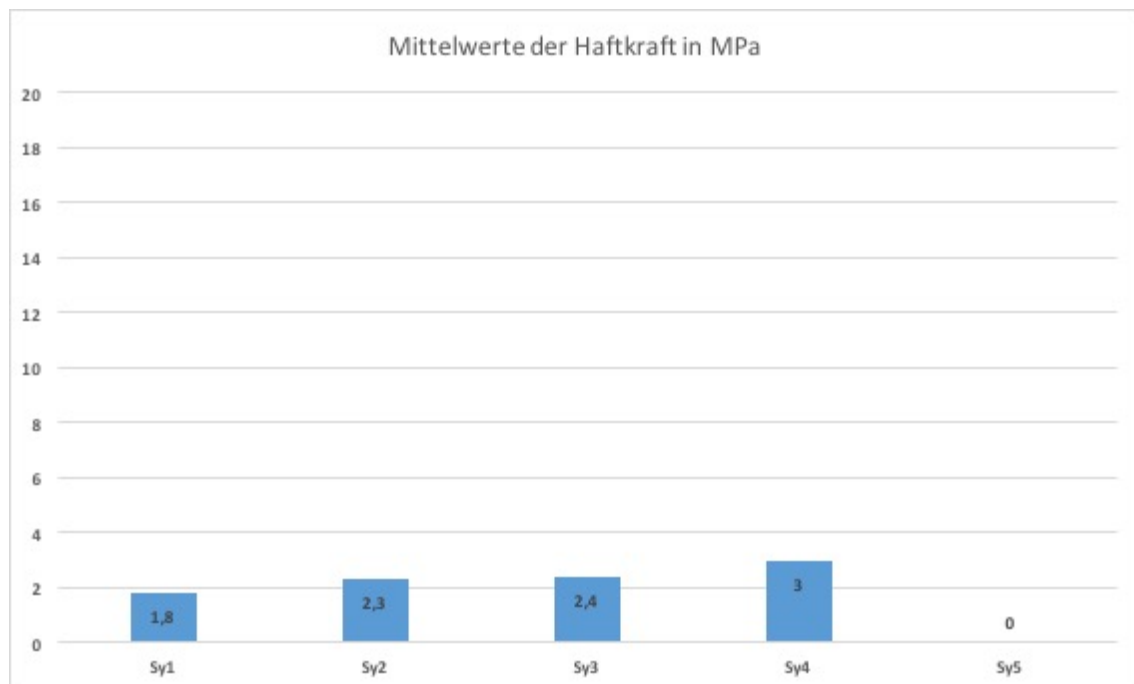


Abbildung 37: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Syntac Gruppen

In der Gruppe Sy1 zeigte sich im Rasterelektronenmikroskop ausschließlich ein adhäsives Versagen. In den übrigen Gruppen kam es zu gemischt kohäsiv-adhäsivem Versagen.

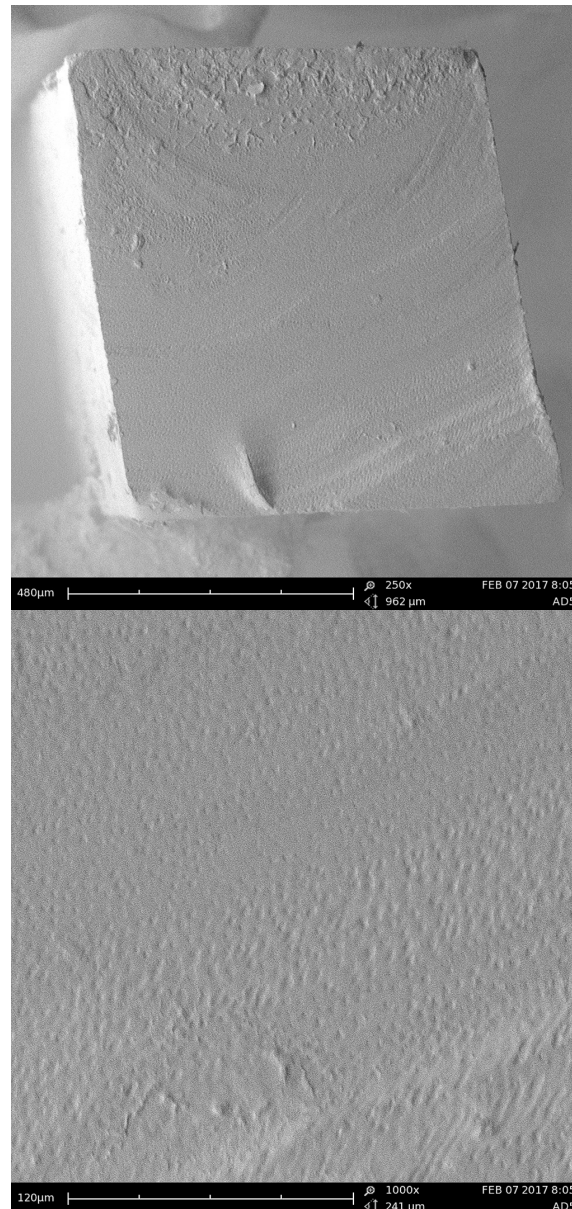


Abbildung 38: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus Versuchsgruppe Sy1 mit adhäsivem Versagen. Es ist kein aufgelagertes Komposit auf der Bruchfläche sichtbar.

5.7 Ergebnisse der Kontrollgruppen

In der Gruppe K1 mit dem Adhäsivsystem Syntac in Verbindung mit 2 x 2-mm-Schichten Venus ergab sich ein Mittelwert von 12,1 MPa. Der Anteil an zerbrochenen Stäbchen vor der Messung lag bei 41 %. In der Gruppe K2 wurde nach dem Syntac System eine Schicht von 4 mm Venus aufgebracht. Der Mittelwert lag bei 2,3 MPa, wobei nur 2 Stäbchen gemessen werden konnten. 91 % der Stäbchen zerbrachen bereits vor der Messung.

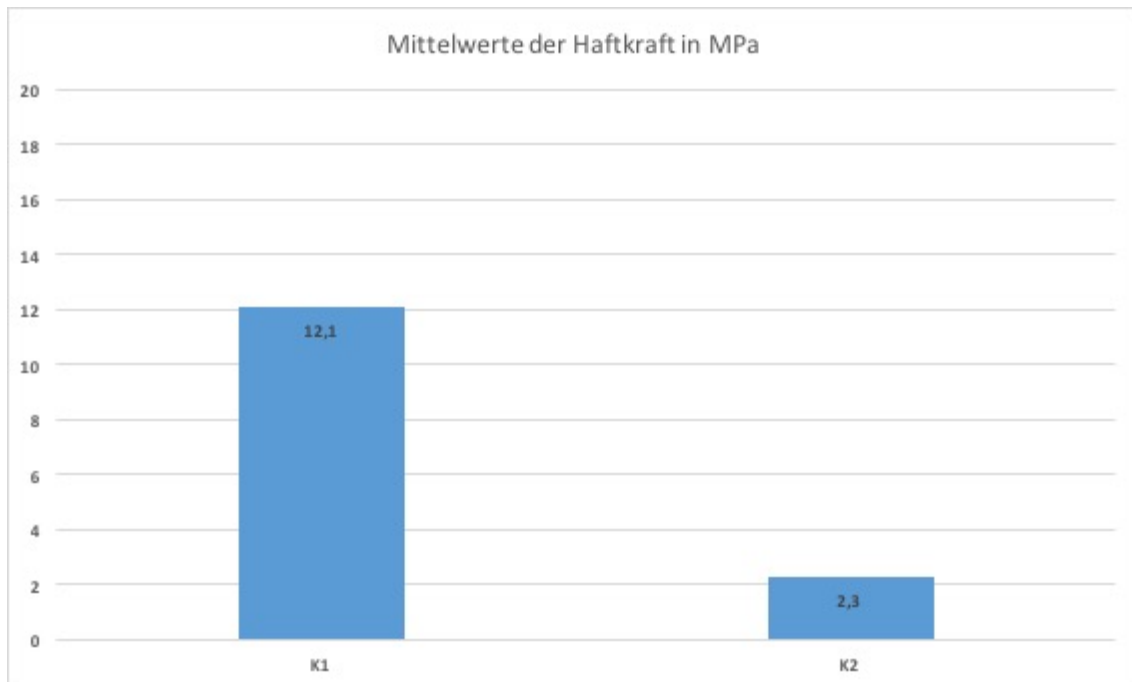


Abbildung 39: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Kontrollgruppen

Die Kontrollgruppe K1 zeigte im Rasterelektronenmikroskop sowohl ein gemischtes, kohäsiv-adhäsives Versagen als auch ein rein adhäsives Versagen. In der Gruppe K2 kam es ausschließlich zu adhäsivem Versagen.

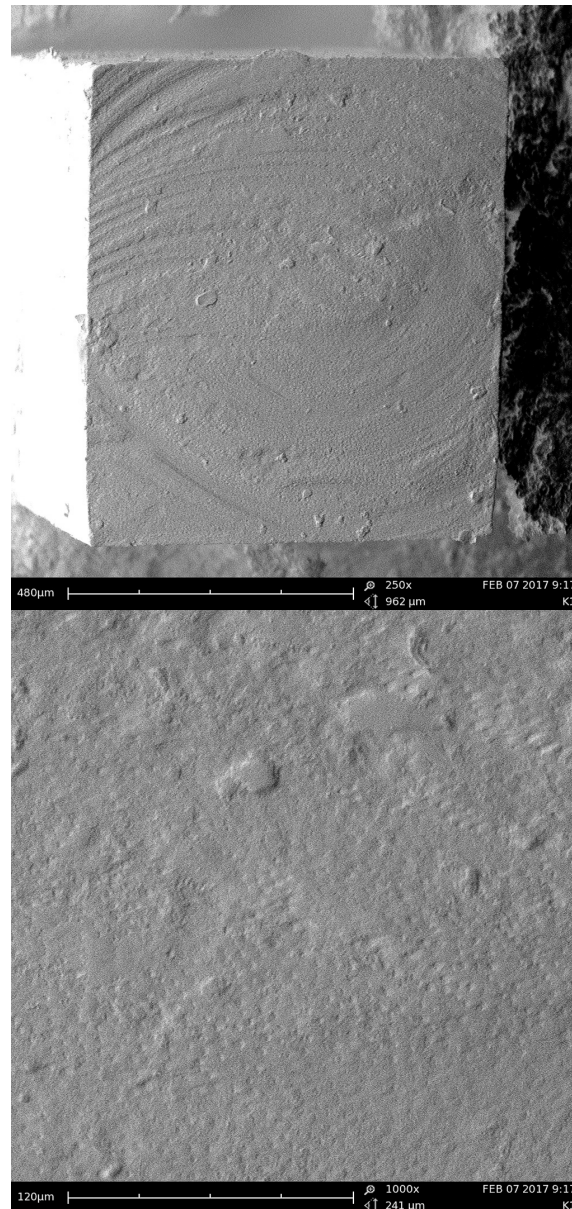


Abbildung 40: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus Kontrollgruppe K1 mit vorwiegend adhäsivem Versagen. Es sind kleine Reste von aufgelagertem Komposit sichtbar.

6. Diskussion

6.1 Material und Methode

Die Ergebnisse dieser reinen in-vitro Studie wurden mit möglichst standardisierten Methoden gewonnen, um einen Vergleich der Werte mit anderen Untersuchungen zu ermöglichen. In der Literatur wird diese studienübergreifende Vergleichbarkeit allerdings kritisch eingeschätzt, da eine sehr große Anzahl möglicher Variablen existiert. Nichtsdestotrotz ist die Bestimmung der Haftkraft in-vitro ein Standardtestverfahren für Adhäsivsysteme, dessen Ergebnis ein Anhaltspunkt für das Potenzial in-vivo ist [23]. Eine Studie von Pashley zeigte bei Hundezähnen keinen Unterschied in der Haftkraft zwischen in-vivo und anschließend in-vitro am selben Zahn gewonnenen Daten [79]. Eine Aussage über die Langzeitstabilität bei klinischer Anwendung ist allerdings schwierig [23].

6.1.1 Auswahl der Zähne

Humane Zähne sind nach wie vor die am häufigsten verwendeten Proben für Haftkraftuntersuchungen von Adhäsivsystemen [68]. Hierbei bieten sich vor allem Weisheitszähne an, da diese in ausreichender Zahl zur Verfügung stehen.

Wichtig ist, dass die verwendeten Zähne frei von Karies sind, da eine kariöse Läsion zu einer reaktiven Sklerosierung des Dentins führt [67]. Sklerotisch verändertes Dentin zeigt in Studien verringerte Haftwerte im Vergleich zu gesundem Dentin [52, 71, 90]. Da das genaue Alter der extrahierten Zähne nicht nachvollziehbar ist, kann es zu einer altersbedingten Sklerosierung durch Sekundärdentin gekommen sein [67]. Aufgrund des einwandfreien Zustandes, der für die Studie ausgewählten Zähne ist von einem geringen Alter und damit auch von einem vernachlässigbaren Einfluss altersbedingter Sklerosierung auszugehen. Zusätzlich kann durch die randomisierte Verteilung der Probenzähne von einer homogenen Zusammensetzung aller Versuchsgruppen ausgegangen werden.

Als Ersatz für humane Zähne werden häufig auch Rinderzähne verwendet, da diese sehr einfach in großer Zahl zu beschaffen sind. In ihrer chemischen Zusammensetzung und Struktur unterscheiden sich diese jedoch von humanen Zähnen. Eine Übersichtsarbeit von

Yassen beschreibt uneinheitliche Ergebnisse hinsichtlich der Vergleichbarkeit von humanem und bovinem Zahnmaterial. Die Ergebnisse einiger Studien zur Haftkraft zeigten keinen Unterschied, wohingegen in anderen Studien höhere oder niedrigere Haftwerte bei bovinem Zahnmaterial nachgewiesen werden konnten [95].

6.1.2 Lagerung der Proben

Ab dem Zeitpunkt der Extraktion wurden die Zähne, und später im Verlauf auch die hergestellten Proben, in 0,9 %iger isotonischer Kochsalzlösung, versetzt mit 0,001 % Natriumazid, bei Raumtemperatur gelagert. Zum einen sollte durch die Kochsalzlösung ein Austrocknen verhindert werden und zum anderen wirkt Natriumazid antimikrobiell und verringert so eine potenzielle Infektionsgefahr. Im Gegensatz zu Formalin oder Thymol hat Natriumazid auch bei längerer Lagerung keinen Einfluss auf die Dentinhaftkraft im Microtensile-Versuch [84].

In der vorliegenden Studie betrug die Lagerungszeit zwischen Extraktion und Probenherstellung nicht mehr als 8 Wochen. Es konnte in zahlreichen Studien gezeigt werden, dass eine Lagerungszeit von bis zu 2 Jahren keinen signifikanten Einfluss auf die Haftwerte hat [40, 66, 68]. Erst bei längeren Lagerungszeiten zeigte sich in einer Studie von Frankenberger eine deutliche Abnahme der Dentinhaftung [29].

6.1.3 Probenherstellung und thermische Wechselbelastung

Die Präparation der Klasse I Kavitäten erfolgte manuell, was zu einer geringen Varianz der Kavitätenabmessungen führte. Um diese Abweichung von den geforderten 4 x 4 x 4 mm so gering wie möglich zu halten, wurde jede Kavität mit einer Millimetersonde kontrolliert und gegebenenfalls korrigiert oder verworfen. Somit war ein standardisierteres Vorgehen im Vergleich zu einer intraoralen in-vivo Studie möglich.

Aufgrund der anatomischen Vielfalt und unterschiedlicher Entwicklungsstadien der verwendeten tertiären Molaren variiert auch die Restdentinstärke unter dem Kavitätenboden von Probe zu Probe. Je näher sich das Komposit-Dentin-Interface an der Pulpakammer befindet, desto höher ist die Dichte an Tubuli und desto größer ist deren Durchmesser [16, 60]. In der klinischen Anwendung ist ein Bonding an pulpanahes Dentin mit höherer Tubulidichte und größerem Durchmesser schwieriger, da die Monomerinfiltration durch das dort in größerer Menge austretende Pulpafluid erschwert

wird [67]. Studien zeigten auch im in-vitro Versuch geringere Haftwerte an pulpanahem Dentin im Vergleich zu superfiziell Dentin [16, 80]. Durch die randomisierte Verteilung der Probenzähne kann aber von einer homogenen Zusammensetzung aller Versuchsgruppen ausgegangen werden.

Als Adhäsivsystem kam für Vergleichszwecke Syntac Classic zum Einsatz, das als Total-Etch-System immer noch als Goldstandard gilt [30]. Die beiden Universaladhäsivsysteme Scotchbond Universal und Adhese Universal wurden im Selective-Etch-Verfahren angewendet, da mehrere Studien zeigten, dass damit die besten Haftwerte im Schmelz und beste Randbeständigkeit erreicht werden. Was die Dentinhaftung betrifft, findet sich in den meisten Studien kein Unterschied in den Haftwerten zwischen einem Total-Etch- oder Selective-Etch-Vorgehen [83, 92, 93]. Nur Manfroï beschreibt eine bessere Stabilität des adhäsiven Verbundes über einen Beobachtungszeitraum von 6 Monaten, wenn Scotchbond Universal im Selective-Etch-Verfahren ohne vorherige Dentinätzung angewendet wurde. Eine mögliche Erklärung dafür ist die unvollständige Infiltration des Kollagengeflechts, welches durch vorherige Phosphorsäureätzung tiefer freigelegt wird. Dadurch kann es im Verlauf zu einer Hydrolyse der Kollagenfibrillen und damit zu einer Abnahme der Haftwerte kommen [56].

Die Polymerisation der Kompositfüllung erfolgte streng nach Herstellerangaben. Außerdem wurde nur die Farbe A2 verwendet, um eine bessere Vergleichbarkeit zu gewährleisten. Bei dunkleren Farben nimmt die Eindringtiefe des Lichtes ab, wodurch es zu einem unterschiedlichen Polymerisationsgrad in der Tiefe kommt [3].

Die thermische Wechselbelastung zwischen 5 °C und 55 °C ist ein standardisiertes Verfahren zur künstlichen Alterung der Proben [9, 39, 82]. Durch den unterschiedlichen thermischen Ausdehnungskoeffizienten von Dentin und Komposit kommt es zu einem Expansions- und Schrumpfstress am Interface der beiden Schichten. Wagner konnte in seiner Studie allerdings keinen signifikanten Unterschied in den Haftwerten vor und nach thermischer Wechselbelastung feststellen. Er stellte aber eine deutlich erhöhte Zahl an vor dem Test zerbrochenen Stäbchen fest [93].

Um die Bedingungen in-vivo möglichst realistisch zu simulieren, werden auch andere Verfahren wie mechanische oder chemische Belastung und eine längere Lagerungszeit in der Literatur diskutiert. Genauso ist eine Kombination dieser Verfahren denkbar und weitere Studien auf diesem Gebiet sind nötig, um die optimale Methode zu entwickeln [5].

6.1.4 Mikrozugversuch

Bis heute gibt es kein standardisiertes Vorgehen zur Messung der Haftkraft zwischen Komposit und Dentin und so findet sich selbst zwischen Studien aus dem gleichen Labor eine große Varianz der gemessenen Haftkraftwerte [36, 85].

Zu Beginn der Forschung wurden Proben mit einer großen Klebefläche von 3 - 4 mm Durchmesser verwendet. Mit der Weiterentwicklung der Adhäsivtechnik werden Haftwerte erreicht, die bei dieser Methode immer häufiger zu kohäsiven Frakturen im Dentin führen, wobei das Komposit-Dentin-Interface intakt bleibt. Ab 25 MPa treten bis zu 80 % kohäsive Frakturen im Dentin auf und somit ist keine Aussage mehr über den adhäsiven Verbund möglich. Das Microtensile-Verfahren ermöglicht durch Verkleinerung der Klebefläche auf bis zu 1 mm² innerhalb der Probe eine gleichmäßigere Stressverteilung unter Belastung. Kohäsive Frakturen werden somit deutlich reduziert. Als einen weiteren Grund dafür geben Pashley und auch Abdalla an, dass in einer kleineren Probenfläche weniger interne Strukturfehler im Dentin vorhanden sind, von denen eine Rissbildung und damit ein Versagen der Probe ausgehen kann [2, 36, 76]. Vorteilhaft ist zudem, dass aus einem Zahn mehrere Proben und damit eine aussagekräftigere Datenbasis gewonnen werden kann. Inzwischen ist das Microtensile-Verfahren das am häufigsten verwendete Verfahren zur Haftkraftbestimmung zwischen Komposit und Dentin, da es eine Vielzahl von Untersuchungen ermöglicht, die mit keinem anderen Verfahren zu erreichen sind [76].

Verschiedene geometrische Formen der Probenkörper wie Stäbchen-, Hantel- und Uhrglasform werden diskutiert, wobei Ghassemieh nachweisen konnte, dass die Stäbchenform die gleichmäßigste Stressverteilung unter Belastung zeigt [36]. Diese Stäbchenform findet deshalb auch in der vorliegenden Studie Anwendung.

Bei der Probenherstellung kann es durch Vibrationen und eine ungleichmäßige Kraft beim Sägen zu vorzeitigen Frakturen der Probenstäbchen kommen [77]. Bei der Herstellung der Proben mit der Präzisionssäge wurde deshalb darauf geachtet, die Kraft, die auf die Stäbchen wirkt, so gering wie möglich zu halten. Dazu wurde nur ein neues, scharfes Sägeblatt verwendet und auf einen geringen Anpressdruck und runden Lauf des Blattes geachtet. Trotzdem trat in einigen Versuchsgruppen ein hoher Anteil an vorzeitigen Frakturen der Komposit-Dentin-Stäbchen auf.

Bei der Befestigung der Proben in der Zugmaschine wurde auf eine parallele Ausrichtung geachtet, damit während der Messung keine seitlichen Biegekräfte auftreten, die das Ergebnis verfälschen würden. Zur Befestigung der Proben wurde Sekundenkleber verwendet, da dieser im Vergleich zu Klebewachs, gerade bei Stäbchen mit kleineren Klebeoberflächen, zuverlässiger und schneller eine stabile Befestigung erlaubte. Dabei wurde penibel kontrolliert, dass das Komposit-Dentin-Interface nicht verschmutzt wurde, was ebenfalls eine Verfälschung der Ergebnisse zur Folge gehabt hätte. Armstrong beschreibt außerdem, dass es durch die Aushärtung des Befestigungsmaterials zu Kräften auf den Probenkörper kommt, die ebenfalls das Ergebnis beeinflussen könnten [4].

Für die statistische Auswertung empfiehlt Scherrer zunächst alle kohäsiven Frakturen und gemischten Frakturen mit großem Dentin- oder Kompositanteil auszusortieren, da diese keinen Rückschluss auf den adhäsiven Verbund liefern [85]. In der vorliegenden Studie wurde die Versagensart stichprobenartig mit Hilfe eines Rasterelektronenmikroskopes kontrolliert und nur ein geringer Anteil kohäsiver Frakturen festgestellt.

6.2 Ergebnisse

6.2.1 Adhese Universal / Scotchbond Universal Gruppen

Die Versuchsgruppen mit einem Universaladhäsiv als Bondingsystem zeigten im Vergleich zur Kontrollgruppe K1 insgesamt ausreichende Haftwerte für eine klinische Verwendung. Statistisch signifikant schlechtere Haftwerte zeigten sich allerdings für die Kombination mit einem 4-mm-Inkrement des stopfbaren Filtek Bulk Fill bei der Scotchbond Universal Gruppe. Die Haftwerte lagen höher, wenn zunächst ein Inkrement fließfähigen Materials eingebracht wurde, aber auch, wenn nur mit einem einzigen 4-mm-Inkrement Filtek Bulk Fill Flowable gearbeitet wurde. Auch bei der Adhese Universal Gruppe trat bei der Gruppe Ad5 mit nur einem 4-mm-Inkrement des stopfbaren Filtek Bulk Fill Materials eine deutlich erhöhte Rate an vor der Messung zerbrochenen Stäbchen auf.

Eine Ursache für diese Ergebnisse könnte eine schlechtere Adaptation des höher viskösen Materials an die Bondingschicht sein. Möglich ist auch eine Reduktion des Stresses auf das adhäsive Interface durch ein besseres Nachfließen des niedrig viskösen Materials, bis bei der Polymerisation der Gelpunkt erreicht ist [19, 44].

Diese Beobachtung der vorliegenden Studie wird auch durch Ergebnisse von Schliebe et al. unterstützt, der ebenfalls für fließfähige Bulk-Fill-Materialien eine besonders niedrige Polymerisationsschrumpfung nachweisen konnte [86].

6.2.2 Syntac Gruppen

In den Versuchsgruppen mit Syntac als Adhäsivsystem konnten nur wenige Messwerte ermittelt werden und es zeigten sich sehr schlechte Haftwerte. Für die Gruppe Sy5 konnte kein Messwert ermittelt werden, da alle Probenstäbchen bei der Herstellung zerbrachen.

Möglicherweise ist eine chemische Inkompatibilität zwischen dem Syntac Classic System und dem 3M Filtek Bulk Fill Material ursächlich für das erhaltene Ergebnis. In weiteren Untersuchungen sollte geklärt werden, ob sich auch für die Kombination von Syntac mit anderen Bulk-Fill-Materialien ein ähnliches Ergebnis zeigt.

6.2.3 Kontrollgruppen

In der Gruppe K2 kam Syntac als Adhäsivsystem in Kombination mit einem einzigen 4-mm-Inkrement Venus Komposit zum Einsatz. Im Ergebnis zeigte sich ein mittlerer Haftwert von nur 2,3 MPa und ein sehr hoher Anteil an Probenstäbchen, die vor der Messung zerbrachen. Im Rasterelektronenmikroskop zeigte sich ein rein adhäsives Versagen, was den Schluss nahelegt, dass aufgrund der hohen Polymerisationsschrumpfung das adhäsive Interface dem Polymerisationsstress nicht standhalten konnte und versagte. Als Ergebnis lässt sich festhalten, dass sich nur speziell dafür entwickelte und vom Hersteller zugelassene Komposite für eine Verarbeitung in größeren Inkrementstärken eignen. Venus ist nur für eine Verarbeitung in 2-mm-Inkrementen zugelassen und das Ergebnis dieser Studie zeigt, dass diese Herstellervorgaben strikt eingehalten werden müssen, da es sonst zu einem insuffizienten Haftverbund zwischen Komposit und Dentin kommt. Das vorliegende Ergebnis wird durch eine Studie von Van Ende et al. bestätigt, bei der es ebenfalls zu keinem adhäsiven Verbund kam, wenn Komposit in höheren Inkrementstärken als vom Hersteller freigegeben verarbeitet wurde [19].

6.2.4 Überprüfung der Hypothesen

Folgende Hypothesen sollten im Rahmen dieser Arbeit überprüft werden

1. *Die Kombination aus Universaladhäsiven und Bulk-Fill-Kompositen erreicht ausreichende Haftwerte für die klinische Verwendung.*

Diese Hypothese kann zum größten Teil bestätigt werden. Die Kontrollgruppe 1, mit Syntac als Adhäsivsystem und in Kombination mit Venus in 2 x 2-mm-Schichten, erreichte bei der Haftkraft einen Mittelwert von 12,1 MPa. Mit Ausnahme der Versuchsgruppen Sc5 (4,5 MPa) und Ad2 (7,3 MPa) wurden in allen Gruppen mittlere Haftwerte erreicht, die sich statistisch nicht signifikant von der Kontrollgruppe 1 unterschieden oder sogar signifikant höher lagen. Dies war in Gruppe Sc3 (18,4 MPa) und Ad1 (18,4 MPa) der Fall.

2. *Größere Inkrementstärken führen zu geringeren Haftwerten.*

Die Ergebnisse dieser Arbeit widerlegen die Hypothese größtenteils. In den Versuchsgruppen mit Adhese Universal erreichten die Gruppen 4 und 5, die jeweils mit einem einzigen 4-mm-Inkrement gefüllt wurden, weitestgehend keine schlechteren Haftwerte im Vergleich zu den Gruppen mit geringeren Inkrementstärken. Mit Mittelwerten von 10,2 MPa für Ad4 und 11,9 MPa für Ad5 schnitten sie sogar signifikant besser ab als Gruppe Ad2, bestehend aus 2 x 2-mm-Inkrementen. Nur die Gruppe Ad1 (1-mm- und 3-mm-Inkrementen) war mit 18,4 MPa mittlerer Haftkraft statistisch signifikant besser.

Betrachtet man die Versuchsgruppen mit Scotchbond Universal als Bondingsystem, erreichte die Gruppe Sc4 (4 mm Filtek Bulk Fill Flowable) mit 11,9 MPa mittlerer Haftkraft einen Wert, der sich statistisch nicht signifikant von den Gruppen Sc1 und Sc2 mit geringeren Inkrementstärken unterscheidet. Die Gruppe Sc3 (3-mm- und 1-mm-Inkrementen) war mit 18,4 MPa mittlerer Haftkraft allerdings statistisch signifikant besser. Interessant ist, dass die Gruppe Sc5 mit einem 4-mm-Inkrement stopfbarem Bulk-Fill-Material deutlich schlechter abschneidet und nur 4,5 MPa Haftkraft im Mittel erreicht.

3. *Es besteht kein Unterschied hinsichtlich der Haftwerte zwischen der Verwendung von stopfbarem Bulk-Fill-Material und fließfähigem Bulk-Fill-Material.*

Insgesamt gesehen widerlegen die Ergebnisse dieser Arbeit die oben aufgestellte Hypothese. Es besteht offensichtlich ein Unterschied zwischen stopfbarem und fließfähigem Bulk-Fill-Material. Ein Grund für diese Ergebnisse liegt möglicherweise im besseren Anfließverhalten und damit einer besseren Adaptation zum Kavitätenboden beim fließfähigen Material. Denkbar ist während der Polymerisation auch ein Nachfließen von Material aus noch nicht polymerisierten Arealen und damit eine teilweise Kompensation der Polymerisationsschrumpfung.

Besonders deutlich zeigte sich ein Unterschied in den Haftwerten zwischen den Gruppen Sc4 mit einem 4-mm-Inkrement Filtek Bulk Fill Flowable und Sc5 mit einem 4-mm-Inkrement stopfbarem Filtek Bulk Fill. Die Versuchsgruppe Sc4 erreichte im Mittel 11,9 MPa, wohingegen die Versuchsgruppe Sc5 nur 4,5 MPa mittlere Haftkraft erreichte.

Die analogen Versuchsgruppen mit Adhese Universal Ad4 und Ad5 zeigten keinen statistisch signifikanten Unterschied in der mittleren Haftkraft. Allerdings kam es in der Gruppe Ad5 mit 61 % zu einem hohen Anteil an Stäbchen, die bereits vor der Messung beim Sägen zerbrachen. Der Anteil zerbrochener Stäbchen beträgt bei Ad4 nur 36 % und weist somit auch auf eine höhere Stabilität des adhäsiven Verbundes hin.

4. *Die Kombination von Universaladhäsiven und Bulk-Fill-Kompositen führt zu einem Zeitvorteil und geringerer Techniksensitivität.*

Schon bei der Erstellung der Probenzähne unter idealen Laborbedingungen zeigte sich ein deutlicher Vorteil bei der Verwendung der Universaladhäsive. Durch das Wegfallen vieler Zwischenschritte im Bondingprozess kommt es zu einer deutlichen Zeitersparnis und einer geringeren Fehleranfälligkeit. Die Verwendung eines Bulk-Fill-Komposits führt zwar auch zu einer Zeitersparnis von circa einer Minute durch das Wegfallen eines weiteren Inkrements und damit auch eines

Polymerisationsdurchgangs, hat aber insgesamt gesehen weniger Einfluss an der gesamten Prozessoptimierung als das Universaladhäsiv.

Unter realen Praxisbedingungen im Mund eines Patienten können die oben beschriebenen Vorteile noch deutlicher werden. Gerade in Fällen mit geringer Compliance bei Kindern oder auch tiefen Kavitäten mit schwieriger Trockenlegung ist ein möglichst effizienter Füllungsprozess für ein optimales Ergebnis entscheidend.

6.2.5 Schlussfolgerung für die Praxis und Klinische Relevanz

Insgesamt lässt sich festhalten, dass die Kombination von Universaladhäsiven und Bulk-Fill-Kompositen zu einer deutlichen Vereinfachung des Füllungsprozesses führt, wobei vor allem die Universaladhäsive maßgeblich für eine Zeitersparnis und geringere Techniksensitivität sind.

Die Ergebnisse dieser Untersuchung haben gezeigt, dass die besten Haftwerte erreicht werden, wenn zunächst eine erste Schicht fließfähiges Bulk-Fill-Material in einer Inkrementstärke von 1 - 3 mm eingebracht wird. Aus Sicht der besseren mechanischen Eigenschaften sollte allerdings nicht darauf verzichtet werden, diese erste Schicht zumindest mit 1 - 2 mm konventionellem, stopfbarem Komposit zu überschichten – gerade in stark kaubelasteten Arealen. Die Möglichkeit eines einzigen 4-mm-Inkrement, mit Kompromissen bei den mechanischen Eigenschaften, sollte nur Patienten vorbehalten sein, bei denen aus Gründen der Compliance ein möglichst zeitsparender Füllungsprozess entscheidend ist. Entscheidend für den klinischen Erfolg ist es, die Polymerisationszeiten entsprechend der Herstellervorgaben einzuhalten oder für einen positiven Effekt auf die mechanische Eigenschaften sogar zu verlängern [96]. Ausschließlich stopfbares Bulk-Fill-Material sollte nicht verwendet werden, da sich in dieser Studie statistisch signifikant schlechtere Haftwerte zeigten.

Zu beachten ist, dass mit einer ausschließlichen Verwendung von Bulk-Fill-Materialien keine optimale Ästhetik zu erzielen ist, da sich die Füllungen aufgrund der erhöhten Transluzenz der Materialien nicht an den natürlichen Zahn anpassen und gräulich erscheinen. Ein solches Vorgehen sollte nur im posterioren Gebiet der Seitenzähne gewählt werden, bei hellen Zahnfarben bis A3 oder falls die Ästhetik eine untergeordnete Rolle spielt [3, 32].

Generell gilt, dass höhere Inkrementstärken nur mit den speziell dafür entwickelten Bulk-Fill-Kompositen realisiert werden können. Konventionelle Komposite erlauben nur deutlich geringere Schichtstärken entsprechend der Herstellervorgaben, wie sich in der Kontrollgruppe zeigte. Werden diese Vorgaben nicht eingehalten, kommt es zu einem massiven Einbruch der Haftwerte.

Das Adhäsivsystem Syntac sollte entsprechend der Ergebnisse der vorliegenden Untersuchung nicht zusammen mit dem Bulk-Fill-Material 3M Filtek Bulk Fill oder 3M Filtek Bulk Fill Flowable verwendet werden, da sich sehr schlechte Haftwerte für diese Kombination zeigten. Möglicherweise besteht eine chemische Inkompatibilität zwischen den beiden Materialien. Es bedarf weiterer Untersuchungen, ob dieses Ergebnis bestätigt werden kann und gegebenenfalls auch bei der Kombination von Syntac mit anderen Bulk-Fill-Materialien auftritt.

7. Zusammenfassung

7.1 Zusammenfassung (deutsch)

Ziel der Studie

Das Ziel dieser Studie war, zu untersuchen, wie sich die Kombination unterschiedlicher Inkrementstärken von Bulk-Fill-Kompositen (3M Filtek Bulk Fill / 3M Filtek Bulk Fill Flowable) auf den Haftverbund zwischen Dentin und Komposit auswirken. Als Adhäsivsystem kamen dabei Universaladhäsive (Adhese Universal / Scotchbond Universal) zum Einsatz, um zu untersuchen, wie sich diese in Kombination mit Bulk-Fill-Kompositen verhalten. Zudem wurde in einer weiteren Gruppe untersucht, welche Ergebnisse sich für die Kombination mit dem Adhäsivsystem Syntac Classic ergeben.

Material und Methode

In 51 kariesfreie, humane Weisheitszähne wurden okklusale Klasse I Kavitäten mit den Abmessungen 4 x 4 x 4 mm präpariert und die Zähne anschließend randomisiert in 15 Versuchsgruppen eingeteilt. Nach der adhäsiven Vorbehandlung der Kavitäten entsprechend den Herstellervorgaben wurden diese mit den Kompositmaterialien Filtek Bulk Fill und Filtek Bulk Fill Flowable in unterschiedlichen Schichtstärken versorgt. In jeweils 5 Gruppen kamen Syntac Classic, Adhese Universal und Scotchbond Universal als Adhäsivsysteme zum Einsatz. Nach 2500 Zyklen in einem Thermocycler mit thermischer Wechselbelastung zur Alterungssimulation der Proben folgte die Bestimmung der Haftkraft zwischen Dentin und Komposit im Mikrozugversuch. Dafür wurden die Zähne in Probenstäbchen mit den Abmessungen 0,8 x 0,8 mm gesägt. Abschließend erfolgte die Untersuchung der Oberflächenmorphologie an den Bruchflächen des Dentinstäbchens mit einem Rasterelektronenmikroskop.

Ergebnisse

Die Kombination von Universaladhäsiven und Bulk-Fill-Kompositen führte zu einem deutlich effizienteren Füllungsprozess im Sinne einer Zeitersparnis und einer geringeren Techniksensitivität. Die besten Ergebnisse bezüglich der Haftkraft erzielten die Gruppen, die zunächst mit einem Inkrement Filtek Bulk Fill Flowable und anschließend mit einem Inkrement Filtek Bulk Fill überschichtet wurden. Sowohl mit Adhese Universal als auch mit Scotchbond Universal wurden so ausreichende Haftwerte für die klinische Verwendung erreicht. Statistisch signifikant schlechter waren die Haftwerte in der Scotchbond Universal Gruppe, wenn ausschließlich das stopfbare Bulk-Fill-Material zum Einsatz kam. Auch in der Adhese Universal Gruppe kam es in diesem Fall zu höheren Frakturnraten der Probenstäbchen. Die Kombination aus Syntac Classic als Adhäsivsystem und den Filtek Bulk Fill Materialien konnte keine ausreichenden Haftwerte erreichen.

Praktische Schlussfolgerung

Für einen möglichst effizienten Füllungsprozess können Universaladhäsive zusammen mit Bulk-Fill-Kompositen verwendet werden. Um optimale Haftwerte und einen guten Randschluss zu erreichen, sollte zunächst ein fließfähiges Bulk-Fill-Material verwendet werden. Dieses sollte anschließend mit einem höher gefüllten, stopfbaren Material überschichtet werden um eine bessere Stabilität und geringere Abrasion zu erreichen. Aufgrund der Transluzenz und damit nicht optimalen Ästhetik der Bulk-Fill-Materialien sollte sich dieses Vorgehen allerdings auf den Seitenzahnbereich und helle Zahnfarben beschränken. Entscheidend für den klinischen Erfolg ist, dass nur speziell dafür entwickelte Bulk-Fill-Komposite entsprechend den Herstellervorgaben in größeren Inkrementstärken verwendet werden. Klassische Kompositmaterialien erzielen keine ausreichenden Haftwerte mehr, sobald sie in größeren Schichtstärken, als in den Herstellervorgaben empfohlen, verarbeitet werden.

7.2 Abstract

Objectives

The aim of this study was to determine how increment thickness of bulk-fill composites (3M Filtek Bulk Fill / 3M Filtek Bulk Fill Flowable) effects the resin-dentin bonding strength. Two universal adhesive systems (Adhese Universal / Scotchbond Universal) were used in this study to examine their behavior in combination with the bulk-fill composites. In addition, in another test group it was examined which results show up for the combination of 3M Filtek Bulk Fill material and Syntac Classic as a bonding agent.

Material and methods

Occlusal class I cavities (4 x 4 x 4 mm) were prepared in 51 caries-free, extracted human third molars. Afterwards the teeth were randomly divided in 15 groups. Following the adhesive process according to the manufacturer instruction manual, the cavities were filled with the composite material 3M Filtek Bulk Fill und 3M Filtek Bulk Fill Flowable in different incremental thickness. Syntac Classic, Adhese Universal und Scotchbond Universal were used as adhesive systems in five groups each. After thermocycling the specimen (2500 cycles) for aging simulation the teeth were cut in 0,8 mm x 0,8 mm sticks with a microsaw. Afterwards the resin-dentin bonding strength was measured in a microtensile bond strength test. Finally, the dentin parts of the broken specimens were examined under scanning electron microscopy to determine the type of failure.

Results

The combination of universal adhesive systems and bulk-fill composite materials results in a much more efficient filling process. On one hand, it is time saving because of less intermediate steps and on the other hand it also leads to a less technique sensitive process because of less error possibilities. The best results regarding the microtensile bond strength were reached in the test groups with 3M Filtek Bulk Fill Flowable as a bottom increment followed by an increment of 3M Filtek Bulk Fill. Both Adhese Universal and Scotchbond Universal reached sufficient bond strength in this study for clinical usage.

Statistically significant worse results for bonding strength showed up for the Scotchbond Universal group, when only the packable bulk-fill-material was used. The Adhese Universal group showed higher pretest failures of the specimen during sawing process with this filling method, too. The combination of the Syntac Classic adhesive system and the 3M Filtek Bulk Fill material could not reach sufficient bonding strength in this study.

Practical Conclusion

In order to reach a highly efficient filling process, universal adhesive systems can be used in combination with bulk-fill composite materials. For optimal bonding strength and marginal quality, a flowable material should be used as bottom layer. Subsequently a higher filled, packable material should be used for the top layer to reach a better stability and less abrasion. Because of the translucency of bulk-fill composite materials and thereby less aesthetical results, this method should only be used in posterior regions and on teeth with bright color. Important for clinical success is the only use of specially developed bulk-fill-materials when thicker increments have to be hardened. Standard composite materials are not reaching sufficient bonding strengths if used in thicker increments than described in the manufacturer instruction manual.

8. Literaturverzeichnis

- [1] ABBAS G, FLEMING G, HARRINGTON E, SHORTALL A, BURKE F: Cuspal movement and microleakage in premolar teeth restored with a packable composite cured in bulk or in increments. *J Dent* 31 (6): 437–444 (2003)
- [2] ABDALLA A: Microtensile and tensile bond strength of single-bottle adhesives: a new test method. *J Oral Rehabil* 31 (4): 379–384 (2004)
- [3] ALRAHLAH A, SILIKAS N, WATTS D C: Post-cure depth of cure of bulk fill dental resin-composites. *Dent Mat* 30 (2): 149–154 (2014)
- [4] ARMSTRONG S, GERALDELI S, MAIA R, RAPOSO L H A, SOARES C J, YAMAGAWA J: Adhesion to tooth structure: A critical review of „micro“ bond strength test methods. *Dent Mat* 26 (2): 50–62 (2010)
- [5] ARMSTRONG S, KELLER J, BOYER D: The influence of water storage and C-factor on the dentin-resin composite microtensile bond strength and debond pathway utilizing a filled and unfilled adhesive resin. *Dent Mat* 17 (3): 268–276 (2001)
- [6] ASMUSSEN E, PEUTZFELDT A: Influence of UEDMA BisGMA and TEGDMA on selected mechanical properties of experimental resin composites. *Dent Mat* 14 (1): 51–56 (1998)
- [7] BAKHSH T A, SADR A, SHIMADA Y, MANDURAH M M, HARIRI I, ALSAYED E Z, TAGAMI J, SUMI Y: Concurrent evaluation of composite internal adaptation and bond strength in a class-I cavity. *J Dent* 41 (1): 60–70 (2013)
- [8] BAROUDI K: Flowable Resin Composites: A Systematic Review and Clinical Considerations. *J Clin Diagn Res* 9 (6): 18–24 (2015)
- [9] BEDRAN-DE-CASTRO A K B, PEREIRA P N R, PIMENTA L A F, THOMSON J Y: Effect of Thermal and Mechanical Load Cycling on Microtensile Bond Strength of a Total-Etch Adhesive System. *Oper Dent* 29 (5): 150–156 (2004)
- [10] BLUNCK U: Selbstadhäsive fließfähige Komposite : brauchbare Innovation oder Utopie ? *Quintessenz* 63 (12): 1521–1527 (2012)
- [11] BLUNCK U: Selbststützende Adhäsivsysteme - Übersicht und Hinweise zur Anwendung. *Stomatologie* 109 (3): 27–33 (2012)
- [12] BUONOCORE M G: A simple method of increasing the adhesion of acrylic filling materials to enamel surfaces. *J Dent Res* 34 (6): 849–853 (1955)
- [13] CHEN M H: Update on dental nanocomposites. *J Dent Res* 89 (6): 549–560 (2010)
- [14] CZASCH PASCAL, ILIE NICOLETA: In vitro comparison of mechanical properties and degree of cure of bulk fill composites. *Clin Oral Invest* 17 (1): 227–235 (2013)
- [15] DOUGLAS W H: Clinical status of dentine bonding agents. *J Dent* 17 (5): 209–215 (1989)
- [16] EDUARDO R, PEGADO F: Effect of Different Bonding Strategies on Adhesion to Deep and Superficial Permanent Dentin. *Eur J Dent* 4 (2): 110–117 (2010)

- [17] EL-DAMANHOURY HM, PLATT JA: Polymerization Shrinkage Stress Kinetics and Related Properties of Bulk-fill Resin Composites. *Oper Dent* 39 (4): 374–382 (2014)
- [18] VAN ENDE A, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, VAN MEERBEEK B: Effect of Bulk-filling on the Bonding Efficacy in Occlusal Class I Cavities. *J Adh Dent* 18 (2): 1–6 (2016)
- [19] VAN ENDE A, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, POITEVIN A, PEUMANS M, VAN MEERBEEK B: Bulk-filling of high C-factor posterior cavities: Effect on adhesion to cavity-bottom dentin. *Dent Mat* 29 (3): 269–277 (2013)
- [20] ERNST C P: Die 20 beliebtesten Fehler beim Kleben. *Der Freie Zahnarzt* 11 (1): 66–83 (2010)
- [21] ERNST C P, BRANDENBUSCH M, MEYER G, CANBEK K, GOTTSCHALK F, WILLERSHAUSEN B: Two-year clinical performance of a nanofiller vs a fine-particle hybrid resin composite. *Clin Oral Invest* 10 (2): 119–125 (2006)
- [22] FEILZER A J, DE GEE A J, DAVIDSON C L: Quantitative determination of stress reduction by flow in composite restorations. *Dent Mat* 6 (3): 167–71 (1990)
- [23] FINGER W J: Dentin bonding agents. Relevance of in vitro investigations. *Am J Dent* 1 (1): 184–188 (1988)
- [24] FRANKENBERGER R: *Adhäsiv Fibel – Adhäsive Zahnmedizin – Wege zum klinischen Erfolg*. Spitta Verlag (2008)
- [25] FRANKENBERGER R: *Adhäsivtechnik 2009 – Neuigkeiten, Tipps und Trends*. Quintessenz 60 (4): 415–423 (2009)
- [26] FRANKENBERGER R: *Adhäsive Zahnheilkunde – Wissenschaft und Praxis*. Deutscher Zahnärzte Verlag (2013)
- [27] FRANKENBERGER R, HEIDEMANN D, STAEHLE H J, HELLWIG E, BLUNCK U, HICKEL R: *DGZ-Gutachten zur Adhäsivtechnik* (2014)
- [28] FRANKENBERGER R, SCHIPPER H M, ROGGENDORF M J: Adhäsivtechnik 2010 – Etch-and-Rinse- oder Self-Etch-Systeme. *Quintessenz* 61 (5): 537–542 (2010)
- [29] FRANKENBERGER R, STROBEL W O, LOHBAUER U, KRÄMER N, PETSCHLT A: The effect of six years of water storage on resin composite bonding to human dentin. *J Esthet Restor Dent* 21 (5): 349–350 (2009)
- [30] FRANKENBERGER R, STROBEL W O, TASCHNER M, KRÄMER N, PETSCHLT A: Total Etch vs. Self-Etch – Evaluation klassischer Parameter unterschiedlicher Adhäsivsysteme. *ZWR* 113 (5): 188–196 (2004)
- [31] FRANKENBERGER R, TAY F R: Self-etch vs etch-and-rinse adhesives: Effect of thermo-mechanical fatigue loading on marginal quality of bonded resin composite restorations. *Dent Mat* 21 (5): 397–412 (2005)
- [32] FRANKENBERGER R, VOSEN V, KRÄMER N, ROGGENDORF M J: Bulk-Fill-Komposite: Mit dicken Schichten einfacher zum Erfolg? *Quintessenz* 63 (5): 579–584 (2012)
- [33] GARCIA A H, LOZANO M A M, VILA J C, ESCRIBANO A B, GALVE P F: Composite resins. A review of the materials and clinical indications. *Med Oral Patol Oral Cir Bucal* 11 (2): 215–220 (2006)

- [34] GARCIA D, YAMAN P, DENNISON J, NEIVA G F, YAMAN PETER, DENNISON JOSEPH: Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk Fill Flowable Composite Resins. *Oper Dent* 39 (4): 441–448 (2014)
- [35] GEERTS S, BOLETTE A, SEIDEL L, GUÉDERS A: An in vitro evaluation of leakage of two etch and rinse and two self-etch adhesives after thermocycling. *Int J Dent* 2012 (7): 1–8 (2012)
- [36] GHASSEMIEH E: Evaluation of sources of uncertainties in microtensile bond strength of dental adhesive system for different specimen geometries. *Dent Mat* 24 (4): 536–547 (2008)
- [37] DE GOES M F, GIANNINI M, DI HIPÓLITO V, CARRILHO M R O, DARONCH M, RUEGGERBERG F A: Microtensile bond strength of adhesive systems to dentin with or without application of an intermediate flowable resin layer. *Braz Dent J* 19 (1): 51–56 (2008)
- [38] GWINNETT A J, MATSUI A: A study of enamel adhesives. *Arch Oral Biol* 12 (12): 1615–1620 (1967)
- [39] HALLER B, HOFMANN N, KLAIBER B, BLOCHING U: Effect of storage media on microleakage of five dentin bonding agents. *Dent Mat* 9 (3): 191–197 (1993)
- [40] HANNIG M, KREUZKAMP H, ALBERS H K: Zur Bedeutung der Wasserlagerung für die marginale Adaptation von Kompositfüllungen. *DZZ* 49 (1): 595–600 (1994)
- [41] HELLWIG E, KLIMEK J, ATTIN T: Einführung in die Zahnerhaltung – Prüfungswissen Kariologie, Endodontologie und Parodontologie. 5. Aufl. Freiburg, Gießen, Zürich. Deutscher Zahnärzte Verlag (2009)
- [42] ILIE N: Ästhetik und Funktion unter Kontrolle. *Der Freie Zahnarzt* 61 (4): 66–74 (2017)
- [43] ILIE N, BUCUTA S, DRAENERT M: Bulk-fill Resin-based Composites: An In Vitro Assessment of Their Mechanical Performance. *Oper Dent* 38 (6): 618–625 (2013)
- [44] ILIE NICOLETA, HICKEL REINHARD: Investigations on a methacrylate-based flowable composite based on the SDR™ technology. *Dent Mat* 27 (4): 348–355 (2011)
- [45] ISOLAN C P, VALENTE L L, MÜNCHOW E A, BASSO G R, PIMENTEL A H, SCHWANTZ J K, DA SILVA A V, MORAES R R: Bond strength of a universal bonding agent and other contemporary dental adhesives applied on enamel, dentin, composite, and porcelain. *Appl Adh Sci* 2 (1): 25 (2014)
- [46] JANDA R: Organische Polymere: Chemie und Physik, Teil 1. Quintessenz Zahntechnik 34 (2): 190–204 (2008)
- [47] JANDA R: Organische Polymere: Chemie und Physik, Teil 2. Quintessenz Zahntechnik 34 (4): 460–473 (2008)
- [48] JANDA R: Organische Polymere: Chemie und Physik, Teil 3. Quintessenz Zahntechnik 34 (5): 584–594 (2008)
- [49] JANG J-H, PARK S-H, HWANG I-N: Polymerization Shrinkage and Depth of Cure of Bulk-Fill Resin Composites and Highly Filled Flowable Resin. *Oper Dent* 40 (2): 172–180 (2015)

- [50] JIN XIHAO, BERTRAND S, HAMMESFAHR P D: New Radically Polymerizable Resins with Remarkably Low Curing Stress. *J Dent Res* 88 (1): 1651 (2009)
- [51] KIM R J, KIM Y, CHOI N, LEE I: Polymerization shrinkage, modulus, and shrinkage stress related to tooth-restoration interfacial debonding in bulk-fill composites. *J Dent* 43 (4): 430–439 (2015)
- [52] KWONG S M, CHEUNG G S P, KEI L H, ITTHAGARUN A, SMALES R J, TAY F R, PASHLEY D H: Micro-tensile bond strengths to sclerotic dentin using a self-etching and a total-etching technique. *Dent Mat* 18 (5): 359–369 (2002)
- [53] LEHMANN K M, HELLWIG E, WENZ H J: Zahnärztliche Propädeutik - Einführung in die Zahnheilkunde. 12. Aufl. Deutscher Zahnärzte Verlag (2012)
- [54] LEPRINCE JULIAN G., PALIN WILLIAM M., VANACKER JULIE, SABBAGH JOSEPH, DEVAUX JACQUES, LELOUP GAETANE: Physico-mechanical characteristics of commercially available bulk-fill composites. *J Dent* 42 (8): 993–1000 (2014)
- [55] LUTZ F, PHILLIPS R W: A classification and evaluation of composite resin systems. *Oper Dent* 50 (4): 480–488 (1983)
- [56] MANFROI F B, MARCONDES M L, SOMACAL D C, BORGES G A, JÚNIOR L H B, SPOHR A M: Bond Strength of a Novel One Bottle Multi-mode Adhesive to Human Dentin After Six Months of Storage. *Open Dent J* 10 (1): 268–77 (2016)
- [57] MANHART J: Nanohybridkomposite im Seitenzahnbereich. *Stomatologie* 7 (8): 77–80 (2013)
- [58] MANHART J, GARCÍA-GODOY F, HICKEL R: Direct posterior restorations: clinical results and new developments. *Dent Clin North Am* 46 (2): 303–339 (2002)
- [59] MARCHESI G, FRASSETTO A, MAZZONI A, APOLONIO F, DIOLOSÀ M, CADENARO M, DI LENARDA R, PASHLEY D H, TAY F, U. A.: Adhesive performance of a multi-mode adhesive system: 1-Year in vitro study. *J Dent* 42 (5): 603–612 (2014)
- [60] MARSHALL G W, MARSHALL S J, KINNEY J H, BALOOCH M: The dentin substrate: structure and properties related to bonding. *J Dent* 25 (6): 441–458 (1997)
- [61] VAN MEERBEEK B, INOKOSHI S, BRAEM M, LAMBRECHTS P, VANHERLE G: Morphological aspects of the resin-dentin interdiffusion zone with different dentin adhesive systems. *J Dent Res* 71 (8): 1530–1540 (1992)
- [62] VAN MEERBEEK B, DE MUNCK J, YOSHIDA Y, INOUE S, VARGAS M, VIJAY P, VAN LANDUYT K, LAMBRECHTS P, VANHERLE G: Buonocore Memorial Lecture. Adhesion to enamel and dentin: current status and future challenges. *Oper Dent* 28 (3): 215–235 (2003)
- [63] VAN MEERBEEK B, PERDIGÃO J, LAMBRECHTS P, VANHERLE G: The clinical performance of adhesives. *J Dent* 26 (1): 1–20 (1998)
- [64] VAN MEERBEEK B, PEUMANS M, VERSCHUEREN M, GLADYS S, BRAEM M, LAMBRECHTS P, VANHERLE G: Clinical status of ten dentin adhesive systems. *J Dent Res* 73 (11): 1690–1702 (1994)
- [65] VAN MEERBEEK B, YOSHIHARA K, YOSHIDA Y, MINE A, DE MUNCK J, VAN LANDUYT K: State of the art of self-etch adhesives. *Dent Mat* 27 (1): 17–28 (2011)
- [66] MITCHEM J C, GRONAS D G: Effects of time after extraction and depth of dentin on resin dentin adhesives. *J Am Dent Assoc* 113 (2): 285–287 (1986)

- [67] MJÖR I A: Dentin Permeability : The Basis for Understanding Pulp Reactions and Adhesive Technology. *Braz Dent J* 20 (1): 3–16 (2009)
- [68] MOBARAK E H, EL-BADRAWY W, PASHLEY D H, JAMJOOM H: Effect of pretest storage conditions of extracted teeth on their dentin bond strengths. *J Prosthet Dent* 104 (2): 92–97 (2010)
- [69] DE MUNCK J, VAN LANDUYT K, PEUMANS M, POITEVIN A, LAMBRECHTS P, BRAEM M, VAN MEERBEEK B: A Critical Review of the Durability of Adhesion to Tooth Tissue: Methods and Results. *J Dent Res* 84 (2): 118–132 (2005)
- [70] NAKABAYASHI N, KOJIMA K, MASUHARA E: The promotion of adhesion by the infiltration of monomers into tooth substrates. *J Bio Mat Res* 16 (3): 265–273 (1982)
- [71] NAKAJIMAL M, SANOL H, BURROWL M F, TAGAMIL J, YOSHIYAMA M, EBISU S, CIUCCHI B, RUSSELL C M: Tensile Bond Strength and SEM Evaluation of Caries-affected Dentin Using Dentin Adhesives. *J Dent Res* 74 (10): 1679–1688 (1995)
- [72] NIKOLAENKO S A, LOHBAUER U, ROGGENDORF M J, PETSCHLT A, DASCH W, FRANKENBERGER R: Influence of c-factor and layering technique on microtensile bond strength to dentin. *Dent Mat* 20 (6): 579–585 (2004)
- [73] NIU Y, MA X, FAN M, ZHU S: Effects of layering techniques on the micro-tensile bond strength to dentin in resin composite restorations. *Dent Mat* 25 (1): 129–134 (2009)
- [74] PALLAV P, DE GEE A J, DAVIDSON C L, ERICKSON R L, GLASSPOOLE E A: The Influence of Admixing Microfiller to Small-particle Composite Resin on Wear, Tensile Strength, Hardness, and Surface Roughness. *J Dent Res* 68 (3): 489–490 (1989)
- [75] PASHLEY D H: Clinical correlations of dentin structure and function. *J Prosthet Dent* 66 (6): 777–781 (1991)
- [76] PASHLEY D H, CARVALHO R M, SANO H, NAKAJIMA M, YOSHIYAMA M, SHONO Y, FERNANDES C A, TAY F: The Microtensile Bond Test: A Review. *J Adh Dent* 1 (4): 299–309 (1999)
- [77] PASHLEY D H, SANO H, CIUCCHI B, YOSHIYAMA M, CARVALHO R M: Adhesion testing of dentin bonding agents: a review. *Dent Mat* 11 (2): 117–125 (1995)
- [78] PASHLEY D H, TAY F R, BRESCHI L, TJÄDERHANE L, CARVALHO R M, CARRILHO M: State of the art etch-and-rinse adhesives. *Dent Mat* 27 (1): 1–34 (2011)
- [79] PASHLEY E L, TAO L, MACKERT J R, PASHLEY D H: Comparison of in vivo vs. in vitro bonding of composite resin to the dentin of canine teeth. *J Dent Res* 67 (2): 467–470 (1988)
- [80] PASHLEY E L, TAO L, MATTHEWS W G, PASHLEY D H: Bond strengths to superficial, intermediate and deep dentin in vivo with four dentin bonding systems. *Dent Mat* 9 (1): 19–22 (1993)
- [81] PERDIGÃO J: Dentin bonding - Variables related to the clinical situation and the substrate treatment. *Dent Mat* 26 (2): 24–37 (2010)
- [82] ROGGENDORF M J, KRÄMER N, APPELT A, NAUMANN M, FRANKENBERGER R: Marginal quality of flowable 4-mm base vs. Conventionally layered resin composite. *J Dent* 39 (10): 643–647 (2011)

- [83] DA ROSA W, PIVA E, DA SILVA A F: Bond strength of universal adhesives: A systematic review and meta-analysis. *J Dent* 43 (7): 765–776 (2015)
- [84] SANTANA F R, PEREIRA J C, PEREIRA C A, FERNANDES N, JÚ A, SOARES C J: Influence of method and period of storage on the microtensile bond strength of indirect composite resin restorations to dentine. *Braz O Res* 22 (4): 352–357 (2008)
- [85] SCHERRER S S, CESAR P F, SWAIN M V: Direct comparison of the bond strength results of the different test methods: A critical literature review. *Dent Mat* 26 (2): 78–93 (2010)
- [86] SCHLIEBE O, BRAGA L, PEREIRA D S: The new generation of conventional and bulk-fill composites do not reduce the shrinkage stress in endodontically-treated molars. *Am J Dent* 29 (6): 333–338 (2016)
- [87] STÄDTLER P: Dentinhaftmittel. *Stomatologie* 104 (4): 101–109 (2007)
- [88] TASCHNER M: Kleben ohne Phosphorsäureätzung. *Wissen Kompakt* 9 (1): 17–25 (2015)
- [89] TAUBÖCK T T, ATTIN T: Bulk-Fill-Komposite. *Swiss Dent J* 126 (7/8): 694–695 (2016)
- [90] TAY F R, PASHLEY D H: Resin bonding to cervical sclerotic dentin: a review. *J Dent* 32 (3): 173–196 (2004)
- [91] TAY F R, PASHLEY D H, SUH B I, CARVALHO R M, ITTHAGARUN A: Single-step adhesives are permeable membranes. *J Dent* 30 (1): 371–382 (2002)
- [92] VERMELHO P M, REIS A F, AMBROSANO G M B, GIANNINI M: Adhesion of multimode adhesives to enamel and dentin after one year of water storage. *Clin Oral Invest* 21 (5): 1–9 (2016)
- [93] WAGNER A, WENDLER M, PETSCHLT A, BELLI R, LOHBAUER U: Bonding performance of universal adhesives in different etching modes. *J Dent* 42 (7): 800–807 (2014)
- [94] WILLEMS G, LAMBRECHTS P, BRAEM M, CELIS J P, VANHERLE G: A classification of dental composites according to their morphological and mechanical characteristics. *Dent Mat* 8 (5): 310–319 (1992)
- [95] YASSEN G H, PLATT J A, HARA A T: Bovine teeth as substitute for human teeth in dental research: a review of literature. *J Oral Sci* 53 (3): 273–282 (2011)
- [96] ZORZIN J, MAIER E, HARRE S, FEY T: Bulk-fill resin composites: Polymerization properties and extended light curing. *Dent Mat* 31 (3): 293–301 (2015)

9. Abbildungsverzeichnis

Abbildung 1: BisGMA [24]	7
Abbildung 2: TEGDMA [24].....	7
Abbildung 3: UDMA [24]	7
Abbildung 4: Klassifikation der Adhäsivsysteme nach Frankenberger [25].....	17
Abbildung 5: Schematisches Vorgehen bei den Versuchsgruppen	23
Abbildung 6: Schematisches Vorgehen bei den Kontrollgruppen.....	24
Abbildung 7: Ausdehnung der präparierten Kavitäten	26
Abbildung 8: Phosphorsäure DeTrey® Conditioner 36, Firma Dentsply, Konstanz, Deutschland	27
Abbildung 9: Vier-Schritt Total-Etch-System Syntac® mit Primer, Adhesive und Heliobond®, Firma Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein.....	27
Abbildung 10: Adhese® Universal VivaPen®, Firma Ivoclar Vivadent AG, Schaan, Liechtenstein	28
Abbildung 11: Scotchbond™ Universal Adhäsiv, Firma 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland	29
Abbildung 12: Filtek™ Bulk Fill Flowable A2, Firma 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland	30
Abbildung 13: Filtek™ Bulk Fill Seitenzahnkomposit A2, Firma 3M Deutschland GmbH, Neuss, Deutschland	31
Abbildung 14: Thermocycler THE 1100, SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen- Westerham, Deutschland.....	33
Abbildung 15: Schematische Darstellung der Sägeschnitte von okklusal. Zunächst Herstellung von Zahnscheiben (grün) und anschließend Stäbchen (rot)	35
Abbildung 16: Mit Klebewachs auf dem Träger fixierte Zahnscheibe und schematische Darstellung der Sägeschnitte.....	35
Abbildung 17: Schematische Darstellung eines Komposit-Dentin-Stäbchens...	36
Abbildung 18: IsoMet™ 1000 Precision Saw, Firma Buehler Ltd., Lake Bluff, Illinois, USA	36

Abbildung 19: Mikrozugversuch MTD-500 plus, Firma SD Mechatronik GmbH, Feldkirchen, Deutschland	37
Abbildung 20: Yuki Model Sekundenkleber mittelviskos und Yuki Model Aktivatorspray, beides Firma CN Development & Media, Haselbauer & Piechowski GbR, Bad Bramstedt, Deutschland	37
Abbildung 21: Komposit-Dentin-Stäbchen eingespannt in der Prüfmaschine, vor dem Bruch.....	38
Abbildung 22: Komposit-Dentin-Stäbchen eingespannt in der Prüfmaschine, nach dem Bruch	38
Abbildung 23: Screenshot der eingesetzten Software zum Aufzeichnen der Messwerte	39
Abbildung 24: Kraft-Weg-Diagramm des Stäbchens 1 aus der Versuchsgruppe Ad1	40
Abbildung 25: Digitaler Messschieber der Firma Hogetex	40
Abbildung 26: PLANO Leit-C-Plast und Karbonzement PLANO Leit-C nach Göcke, Firma Plano GmbH, Wetzlar, Deutschland	41
Abbildung 27: Komposit-Dentin-Stäbchen auf dem Objektträger fixiert, vor dem Besputtern	41
Abbildung 28: Sputter Coater S150B, Firma Edwards.....	42
Abbildung 29: Beschichtungsprozess im Sputter Coater	42
Abbildung 30: Rasterelektronenmikroskop, Firma Phenom-World B.V., Eindhoven, Niederlande	43
Abbildung 31: Grafische Darstellung des Verhältnisses zwischen vorzeitig zerbrochenen und intakten Stäbchen	46
Abbildung 32: Mögliche Bruchverläufe nach Scherrer et al. [86]	48
Abbildung 33: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Adhese Universal Gruppen	49
Abbildung 34: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus Versuchsgruppe Ad4 mit kohäsivem Versagen. Die typische Struktur der Dentinkanälchen ist nicht sichtbar.....	50
Abbildung 35: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Scotchbond Universal Gruppen	51

Abbildung 36: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus Versuchsgruppe Sc3 mit gemischt kohäsiv-adhäsivem Versagen. Man erkennt sowohl strukturloses, aufgelagertes Komposit als auch die typische Struktur der Dentinkanälchen.	52
Abbildung 37: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Syntac Gruppen	53
Abbildung 38: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus Versuchsgruppe Syl mit adhäsivem Versagen. Es ist kein aufgelagertes Komposit auf der Bruchfläche sichtbar.	54
Abbildung 39: Mittelwerte der Haftkraft [MPa] für die Kontrollgruppen	55
Abbildung 40: Oben 250-fache Vergrößerung und unten 1000-fache Vergrößerung der Bruchfläche eines Stäbchens aus Kontrollgruppe K1 mit vorwiegend adhäsivem Versagen. Es sind kleine Reste von aufgelagertem Komposit sichtbar.	56

10. Tabellenverzeichnis

Tabelle 1: Inhaltsstoffe Syntac® Classic (in Gewichtsprozent) laut Herstellerangaben	27
Tabelle 2: Inhaltsstoffe Adhese® Universal (in Gewichtsprozent) laut Herstellerangaben	28
Tabelle 3: Inhaltsstoffe Scotchbond™ Universal Adhäsiv (in Gewichtsprozent) laut Herstellerangaben	29
Tabelle 4: Inhaltsstoffe Filtek™ Bulk Fill Flowable (in Gewichtsprozent) laut Herstellerangaben	31
Tabelle 5: Inhaltsstoffe Filtek™ Bulk Fill Seitenzahnkomposit (in Gewichtsprozent) laut Herstellerangaben.....	32
Tabelle 6: Inhaltsstoffe Venus® Universalkomposit (in Gewichtsprozent) laut Herstellerangaben	32
Tabelle 7: Quantitative Auswertung des Versuchs	45
Tabelle 8: Qualitative Auswertung der Messwerte	47

11. Verzeichnis der akademischen Lehrer

Meine akademischen Lehrer an der Philipps-Universität Marburg waren die Damen und Herren Professoren, Dozenten und Oberärzte:

Althaus, Arweiler, Auschill, Braun, Cetin, Czubayko, Feuser, Fischer, Frankenberger, Gente, Glörfeld, Hellak, Himpel, Höffken, Jablonski-Momeni, Korbmacher-Steiner, Kroh, Lill, Lotzmann, Mengel, Mittag, Moll, Mutters, Neff, Neumüller, Nonnenmacher, Pieper, Plant, Ramaswamy, Richter, Roggendorf, Seitz, Steiniger, Suske, Weber, Weihe, Westermann, Wrocklage

12. Danksagung

Mein besonderer Dank gilt meinem Doktorvater Professor Dr. Roland Frankenberger, zum einen für die Überlassung des Dissertationsthemas und zum anderen für die hervorragende, stets hilfreiche und freundliche Betreuung.

Außerdem danke ich Frau Petra Grimmelbein für die nette und geduldige Unterstützung im Labor und am Rasterelektronenmikroskop.

Mein ganz persönlicher Dank gilt meinen Eltern, dafür, dass sie mir das Studium und das Verfassen dieser Dissertation durch ihre unermüdliche Unterstützung überhaupt ermöglicht haben.